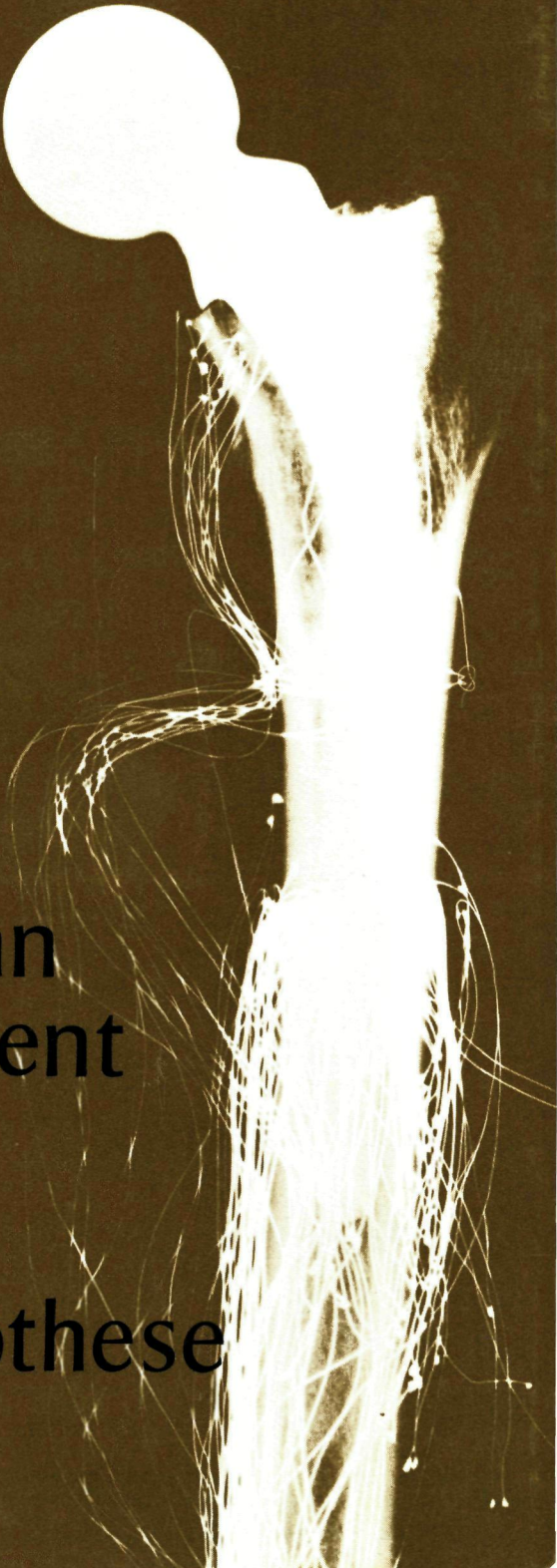


1577  
t.j.j.h. slooff

de invloed van  
het acrylcement  
bij de fixatie  
van de  
heupendoprothese





**DE INVLOED VAN HET ACRYLCEMENT  
BIJ DE FIXATIE VAN DE HEUPENDOPROTHESE**

**PROMOTOR: PROF. DR. W.J.H. SCHMIDT**

**COPROMOTOR: PROF. IR. W.L. ESMEIJER**



**DE INVLOED VAN HET ACRYLCEMENT  
BIJ DE FIXATIE VAN DE HEUPENDOPROTHESE**

**een klinische, theoretische, histologische  
en mechanische studie**

**THE INFLUENCE OF THE ACRYLIC CEMENT  
ON THE FIXATION OF THE HIPENDOPROSTHESES**

**a clinical, theoretical, histological  
and mechanical study**

**P R O E F S C H R I F T**

**TER VERKRIJGING VAN DE GRAAD VAN DOCTOR  
IN DE GENEESKUNDE**

**AAN DE KATHOLIEKE UNIVERSITEIT TE NIJMEGEN,  
OP GEZAG VAN DE RECTOR MAGNIFICUS,**

**MR. W.C.L. VAN DER GRINTEN,  
HOOGLEERAAR IN DE FACULTEIT DER RECHTSGELEERDHEID,  
VOLGENS BESLUIT VAN DE SENAAAT  
IN HET OPENBAAR TE VERDEDIGEN  
OP DONDERDAG 8 OCTOBER 1970  
DES NAMIDDAGS TE 4 UUR**

**DOOR**

**THOMAS JOHANNES SLOOFF**

**GEBOREN TE EINDHOVEN**

**1970**

**THOBEN OFFSET NIJMEGEN**



Voor Pauline  
en  
ter nagedachtenis aan  
Prof. Dr. G.M. San Giorgi  
en  
Ir. W.J. Reichert

Dit proefschrift werd bewerkt op de afdeling Orthopaedie van het St.Radboud-ziekenhuis te Nijmegen (Hoofd wijlen Prof Dr G M San Giorgi)

Het hoofdstuk, waarin het mechanisch experiment beschreven wordt, kwam tot stand in nauwe samenwerking met wijlen Ir. W.J. Reichert.

De dierexperimenten werden uitgevoerd op het Centraal Dierenlaboratorium (Hoofd Dr. M.J. Dobbelaar), waarbij de Heren A.J. Peters en Th.H.M. Arts zeer behulpzaam waren.

De histologische preparaten werden vervaardigd op de afdeling Pathologische Anatomie (Hoofd Prof Dr. P.H.M. Schillings). Voor de bewerking en beoordeling van de preparaten werd bereidwillig medewerking verleend door Drs. J.F.M.M. Miseré en Mejuffrouw L. Wolters.

De mechanische experimenten werden verricht op het laboratorium voor Technische Mechanica, afdeling Werktuigbouwkunde (Hoofd Prof. Ir W.L. Esmeijer) op de Technische Hogeschool te Eindhoven. Bij het tot stand komen en het uitvoeren van de proeven, bij het verwerken en beoordelen van de resultaten werd zeer gastvrije hulp geboden door de Heren S.D. Zorge, F. van den Broek, W.J. Groot en Dr. Ir. J.D. Janssen.

Bij het na-onderzoek van de patienten werd bereidwillige medewerking verleend door de medisch student de Heer F. de Maat

Technische hulp en advies werden geboden door de medewerkers van de afdelingen Electronica (Hoofd. Ir Th. Zelders) en Houtbewerking (Hoofd. Ir. G.H.C. Linderhof). De tekeningen en de omslag werden gemaakt door de Heer H.C.M. Reckers van de afdeling Medische Illustratie (Hoofd de Heer Chr van Huijzen).

De foto's werden verzorgd door de afdeling Medische Fotografie (Hoofd: de Heer A T A. Reijnen).

Het manuscript werd getypt en gecorrigeerd door Mejuffrouw V.M.A.G. Doek, Mejuffrouw A.Th. Hoek, Mevrouw E.M.J.A. Koppers-van de Schoot en Mevrouw A.M. Peters-Veenhof.

Aan allen, die op enigerlei wijze hebben meegewerkt aan het tot stand komen van dit proefschrift, betuig ik mijn hartelijke dank.

# INHOUD

	pagina
Inleiding en probleemstelling . . . . .	9
Lijst van afkortingen . . . . .	11
 Hoofdstuk I: Na-onderzoek . . . . .	 13
– Inleiding . . . . .	13
– Materiaal . . . . .	16
– Operatiegegevens . . . . .	17
– Postoperatieve behandeling . . . . .	17
– Beoordelingsmethoden . . . . .	18
– De diagnose 'losse prothese':	
bij klinisch onderzoek . . . . .	22
bij röntgen-onderzoek . . . . .	24
– Aetiologie van de losse heupprothese . . . . .	27
– Resultaten . . . . .	29
– Lijst van afkortingen . . . . .	29
– Discussie . . . . .	44
– Conclusies . . . . .	48
 Hoofdstuk II: Theoretische beschouwing over het losraken van de heupendoprothese . . . . .	 51
 Hoofdstuk III: Vaatvoorziening van het proximale femur . . . . .	 63
 Hoofdstuk IV: Algemene beschouwingen over kunststoffen . . . . .	 69
– De polymerisatie . . . . .	70
– De acrylpolymere . . . . .	71
– De polymerisatie-warmte . . . . .	72
– De volumetrische veranderingen . . . . .	76
– De restmonomeer . . . . .	76
– Allergie . . . . .	77
– Historisch overzicht van het gebruik van polymethylmetha- crylaat in de heilkunde . . . . .	78
– Weefselreacties . . . . .	83
– Maligne ontanding . . . . .	90
– Osteomeer en Araldit . . . . .	94

Hoofdstuk V: De cementspuit	97
Hoofdstuk VI: Dierexperiment	99
– Doel	99
– Materiaal en methode	99
– Acrylcement	99
– Techniek	100
– Voorbereiding van de honden voor histologisch onderzoek	101
– Resultaten:	
Röntgenologische bevindingen	102
Bespreking	104
Conclusie	107
Histologisch onderzoek	107
Discussie	115
Conclusie	118
Hoofdstuk VIII: Mechanisch experiment	119
– Inleiding	119
– Beschrijving van verschillende meetexperimenten	123
– Rekstrookmetingen	129
– Eigen onderzoek	130
– Theorie	139
– Meetresultaten	145
– Bespreking van de meetresultaten	159
– Conclusies	165
Nabeschouwing	167
Samenvatting	171
Summary	177
Geraadpleegde literatuur	183

## INLEIDING EN PROBLEEMSTELLING

Uit een na-onderzoek van 72 heuparthroplastieken, waarbij 72 maal een kop-hals-prothese werd geplaatst, blijkt dat na verloop van tijd de kans op het losraken van de prothese toeneemt.

Verband wordt gezocht tussen de subjectieve bevindingen van de patiënt, de objectieve afwijkingen en de röntgenologisch vastgestelde instabiliteit van de prothese.

Nagegaan wordt welke factoren aanleiding geven tot het ontstaan van deze instabiliteit. Op een van deze factoren, met name het kleine contactoppervlak tussen de prothesesteel en het intramedullaire oppervlak, wordt speciaal de aandacht gevestigd. Ter vergroting van dit contactoppervlak wordt voorgesteld gebruik te maken van een plastic, het polymethylmethacrylaat. Hierdoor wordt het contactoppervlak tussen prothese en mergholte vergroot, waardoor de krachten welke bij belasting optreden zo gelijkmatig mogelijk verdeeld worden over het gehele proximale femur. Voorts dient de plastic als een stabilisator van de prothese.

In deze studie zal deze plastic aangeduid worden als acrylcement.

Onder cementeren van de prothese wordt verstaan het inbrengen, respectievelijk het opspuiten van de mergholte van het proximale femur met acrylcement.

Er wordt een historisch overzicht gegeven over het gebruik en de bevindingen van acrylcement in de heilkunde.

Teneinde de invloed van het acrylcement op het beenweefsel *in vivo* na te gaan, werden femora van honden intramedullair opgespoten met het acrylcement. Na opeenvolgende secties werden de botcoupes röntgenologisch en histologisch vergeleken met de controle-coupes. De resultaten hiervan worden vermeld.

Voorts werd een mechanische studie verricht over de invloed van het cementeren van de heupendoprothese op de krachtenverdeling in het proximale femur. Hiertoe werden 13 humane cadaver femora voorzien van een intramedullaire kop-hals-prothese, welke statisch werden belast. Door

middel van rekstrookjes werden de hoofdrekken op tevoren vastgestelde plaatsen op het bot gemeten. Na deze meting werd uit elk bot de prothese geextraheerd en het proximale femur met cement opgespoten, waarna de prothese werd teruggeplaatst. Opnieuw werd nu hetzelfde bot onder vrijwel gelijke omstandigheden, maar ditmaal voorzien van een gecementeerde prothese, onder dezelfde belastingen doorgemeten. Aldus verkrijgt men twee series metingen voor elk bot, een meting behorend bij een ongecementeerde prothese, de tweede meting na cementering van de prothese. Deze twee meetseries worden besproken, vergeleken en verklaard

Voorts worden de metingen van de verschillende femora (voor elk femur twee meetseries) vergeleken en verklaard.

In een samenvatting wordt het gunstige effect van het cementeren van de kop-hals-prothese op de verdeling van de inwerkende krachten vastgelegd.



## LIJST VAN AFKORTINGEN

Appos.	: appositie
Afsteun.	: afsteuning van de prothese op het resterende collum
Bew.	: beweging
Blv.	: beenlengte-verschil
Cdl.	: condensatielijn
Cem.	: cement
Cfr.	: complicatie na collumfractuur
Collumrea.	: collumreactie
Cortic.	: corticaal
Costr.	: corticalis structuur
Cox.	: coxarthrose
Endafst.	: endostale afsteuning
Endost.	: endostaal
Fcpt.	: functionele capaciteit
Ger.	: gering
Geslt.	: geslacht
Hofvorm.	: hofvorming
Hypertrof.	: hypertrofie
Ind.	: indicatie
Insu.	: insufficiënt
Kn.	: kopnecrose
Lft.	: leeftijd
Mo.k.	: Moore korte steel prothese
Mo.l.	: Moore lange steel prothese
Mü.	: Müller prothese
Ni.on.	: niet onderbroken
Ni.v.	: niet verschenen bij na-onderzoek
On.	: onderbroken
Ophl.	: ophelderingslijn
Pecohy.	: periostale corticalis hypertrofie

<b>Periost.</b>	: periostaal
<b>Prt.</b>	: type prothese
<b>Sbv.</b>	: subjectieve bevinding van de patiënt
<b>Skn.</b>	: spontane kopnecrose
<b>Spongios.</b>	: spongiosering van de corticalis
<b>Stprea.</b>	: steelpuntreactie
<b>Suff.</b>	: efficiënt
<b>Tot.</b>	: totaal van de puntenscore
<b>Tra.</b>	: reactie op tractie
<b>Tr/D.</b>	: proef van Trendelenburg/Duchenne
<b>TrMstr.</b>	: trochanter major structuur
<b>†</b>	: overleden

## NA-ONDERZOEK

### INLEIDING

A. Moore en H. Bohlman (1943) gebruikten als eersten een metalen kop-hals-prothese ter vervanging van het proximale femureinde. Sindsdien zijn vele kop-hals-prothesen ontworpen, waarvan type Eicher, Thompson en Moore tot nog toe blijvende waarde hebben behouden. (In 1954 waren in de U.S.A. 37 typen in gebruik.) Na verloop van tijd is het indicatiegebied voor de heupalloarthroplastiek bij fracturen door middel van een intramedullaire kop-hals-prothese nauwkeuriger afgegrensd. (F. Thompson 1953, 1955, Vaughan-Jackson 1953, Francillon 1957, Müller 1957, Stinchfield 1957, Chapchal 1958, 1970, Anderson-Hamsa-Waring 1958, Coventry 1959, Hohmann 1959, Wilson 1961, Wittebol 1962, 1964, Salvatore-Boyd 1964, Barr-Donovan-Florence 1964, Lunceford 1965, Witt-Jäger 1968, van der Maas 1968, Weigert-Viernstein 1969, Friedebold 1969). De behandeling met een kop-hals-prothese wordt volgens deze auteurs afhankelijk gesteld van:

- type fractuur van het collum femoris
- instabiliteit van de fractuur
- dislocatie van het caput femoris
- onmogelijkheid tot repositie van de fractuur
- aanwezigheid van maligniteit in het proximale femur
- de leeftijd van de patiënt
- de eventueel bestaande osteoporose

Voorts van:

- kopnecrose
- pseudartrose van het collum femoris
- coxarthrose.

Bij de behandeling wordt gestreefd naar een anatomisch en functioneel herstel, behoud van stabiliteit en opheffing van pijn.

TABEL 1

Naam	Jaar	Prothese type	Aantal operaties	Percentage goed tot bevredigend resultaat	Follow-up periode
Huggler	1969	Moore/Thompson	64	100	5 jaar
Lunceford	1965	Moore	46	89	4 jaar
Stein	1962	Diversen	83	85	2 jaar
Hinchey	1964	Moore	224	84	4 jaar
Anderson c.s.	1964	Moore/Thompson	98	84	10 jaar
Barr c.s.	1964	Moore	80	84	1- 5 jaar
Lippmann	1967	Lippmann	58	84	5-15 jaar
Danielson	1965	Moore/Thompson	28	78	1- 7 jaar
Weigert-Viernstein	1969	Moore	172	77	6 jaar
Fellander-Walidius	1962	Diversen	68	77	6 jaar
Merckelbach	1969	Diversen	40	77	10 jaar
Iselin	1968	—	—	76	—
Decoulx	1968	—	—	76	—
Ricard, Molé	1965	—	—	75	—

Vele patienten zijn in de loop van de tijd over kortere of langere tijd na-onderzocht, teneinde aan de hand van een evaluatieschema het uiteindelijk resultaat van de alloarthroplastiek zo objectief mogelijk vast te leggen. Dit betreft voornamelijk het klinisch resultaat. In tabel 1 wordt een overzicht afgebeeld van de in de literatuur vermelde percentages van een goed tot bevredigend resultaat.

Hierbij wordt opgemerkt, dat deze percentages betrekking hebben op alloarthroplastieken, verricht na verse collum-fracturen, kopnecrosen ten gevolge van een collum-fractuur en pseudarthrosen van het collum-femoris. De percentages in tabel 1 steken gunstig af tegen die, afgebeeld in tabel 2, dewelke betrekking hebben op alloarthroplastieken, waarvoor het indicatiegebied werd uitgebreid met afwijkingen als coxarthrose, rheumatoïde arthritis en morbus Bechterew. De meeste van de vermelde percentages zijn bepaald door een globale schatting van pijn, functie en beweeglijkheid van de geopereerde heup, eventueel aangevuld met de subjectieve bevinding van de patient.

TABEL 2

Naam	Jaar	Prothese type	Aantal operaties	Percentage goed tot bevredigend resultaat	Follow-up periode
Stinchfield	1957	Moore	35	69	1 jaar
Amerikaanse Commissie	1959	—	—	62,3	—
Thompson, J.	1959	Moore	94	61	
Reynolds	1958	Diversen	163	61	2 jaar
Francillon	1965	Diversen	—	50	10 jaar
Addison	1959	Diversen	250	48	—
Anderson	1964	Moore/Thompson	294	46	—
Eigen serie	1970	Moore/Müller	72	45,2	10 jaar

Een nauwkeuriger en duidelijker beeld van het resultaat verkrijgt men door gebruik te maken van een evaluatieschema. (Gade 1947, Judet 1952, Merle d'Aubigné 1952, Postel 1952, Shepherd 1954, Harris 1969).

Vaughan-Jackson (1953), McKeever (1955) en Hohmann (1963) wezen op factoren van biologische, mechanische, spierdynamische en technische aard, die het resultaat van de arthroplastiek beïnvloedden. Zij probeerden inzicht te krijgen in de groei- en herstel-processen van het bot onder normale en pathologische omstandigheden; zij onderzochten de fysiologische reactie van het bot op druk en spanning en de reactie van bot op metaal.

McKeever (1953), Thompson (1956), Badgley (1956) en Hohmann (1963) bestudeerden de veranderingen in de botstructuur onder bepaalde belastings-grootten en -richtingen. Zij zochten naar een duidelijk verband tussen de mechanische belasting van het femur en de röntgenologische veranderingen die hierbij optreden. Bij welke druk en beweging de belastingsgrens werd overschreden, wanneer hypertrofie, sclerose en botresorptie ontstaan, konden zij niet vaststellen.

Al deze factoren worden, ondanks hun groot belang, niet in een evaluatieschema betrokken.

Uit de literatuur is bekend, dat een losse heupendoprothese tot structuurveranderingen in het bot kan leiden (Thompson 1958, Bechtol 1959, Coventry 1964, Mittelmeyer 1964, Hinchey 1964, Matchett 1965

en Danielson 1965). Röntgenonderzoek van de in onze kliniek verrichte heupalloarthroplastieken met een kop-hals-endoprothese stemt met deze gegevens uit de literatuur overeen. Bij het na-onderzoek van 72 alloarthroplastieken van de heup werd speciaal de aandacht gericht op het bestaan van een losse heupendoprothese en de hierbij optredende röntgenologische veranderingen. Voorts werd een verband gezocht tussen de röntgenologisch vastgestelde losse heupendoprothese en de hiermee gepaard gaande structuurveranderingen in het proximale femur, het eindresultaat, verkregen door gebruikmaking van een evaluatieschema, en de subjectieve bevindingen van de patiënt.

## MATERIAAL

Het na-onderzoek betrof 71 patiënten, bij wie in de periode van 1960-1970 een heupendoprothese werd geplaatst.

Ten tijde van het onderzoek bleken 10 patiënten overleden te zijn en 9 niet in staat aan de oproep gevolg te geven. In totaal werden 52 patiënten (= 73,2%) poliklinisch onderzocht.

De kortste tijd tussen operatie en na-onderzoek was 6 maanden, de langste 9½ jaar. De gemiddelde follow-up periode bedroeg 5 jaar.

De operatie werd 72 maal verricht bij 71 patiënten, 11 maal bij mannen en 60 maal bij vrouwen (waarvan 1 bilateraal).

De indicatie voor de arthroplastiek was:

In 42 gevallen: complicatie na collumfractuur.

In 24 gevallen: coxarthrose.

In 6 gevallen: kopnecrose, waarvan de oorzaak niet duidelijk was.

De gemiddelde leeftijd van de patiënten, waarop de operatie werd uitgevoerd, ingedeeld in leeftijdsklassen van 5 jaar, was als volgt:

41-45 jaar	2x	56-60 jaar	10x	71-75 jaar	13x
46-50 jaar	1x	61-65 jaar	15x	76-80 jaar	8x
51-55 jaar	6x	66-70 jaar	13x	81-85 jaar	4x
Totaal					72x

Het aantal operaties per jaar was:

1960	1x	1962	2x	1964	14x	1966	5x	1968	12x
1961	—	1963	9x	1965	7x	1967	16x	1969	6x

## **OPERATIE-GEGEVENS**

Behoudens in twee gevallen, waarin de laterale incisie werd gevolgd volgens Watson-Jones voor het inbrengen van een kop-hals-prothese type Muller, werd in 70 gevallen de 'southern exposure' gebruikt voor insertie van een kop-hals-prothese type A Moore

Van de 70 ingebrachte Moore-endoprothesen bleken in de na-onderzochte serie 32 van het korte (19 en 21 cm) en 19 van het lange type (32½ cm) Sinds 1968 werden de endoprothesen met acrylcement (Palacos en C M W bone-cement) in de mergholte gefixeerd In de serie welke werd na-onderzocht, waren 12 prothesen gecementeerd

In 5 gevallen werden de vensters van de Moore-prothese opgevuld met spongieus bot

De intramedullaire ruimte van het proximale femur werd in alle gevallen zuinig uitgeruimd en opgeboord

7 Maal ontstond in de groep van na-onderzochte patienten tijdens de operatie een fissuur in de collumrest, welke rontgenologisch werd vastgesteld Dit is een percentage van 13% Overigens deden zich geen ernstige complicaties voor tijdens de operatie

## **POSTOPERATIEVE BEHANDELING**

In alle gevallen kreeg patient gedurende vijf dagen een spica coxae Direct postoperatief werd een tractieverband aangelegd met 2 a 3 kg Na vijf dagen werden mobiliserende heupoefeningen op bed gegeven Na zes weken werd met loopoefeningen begonnen, waarbij de geopereerde heup partieel belast werd ( $\pm 30$  kg) De gecementeerde prothese werd na 14 dagen belast

Elleboogskrukken en partiele belasting werd normaliter gedurende een half jaar nagestreefd Afhankelijk van het beloop werd deze periode verlengd

Er bestaan verschillende methoden om naast de subjectieve bevindingen van de patient een objectief beeld te krijgen van de toestand van de geopereerde heup Gade (1947), de gebroeders Judet (1952), Merle d'Aubigné en Postel (1954), Shepherd (1954) en Charnley (1970) maken gebruik van een puntensysteem, waarin functie en pijn afzonderlijk tot uitdrukking komen Het eindresultaat kan men beoordelen

- door vergelijking met een normale heup,
- door vergelijking met de toestand preoperatief

Het puntensysteem van Merle d'Aubigne is door de gebroeders Judet verder uitgewerkt Het verschil tussen beide systemen is dat Merle d'Aubigne de heupbeweeglijkheid niet als een totale bewegingsexcursie uitdrukt, maar een kwalitatieve en kwantitatieve differentiering toelaat voor flexie en abductie Bovendien treft men bij Merle d'Aubigne nog een trap 0 aan Pijn, stabiliteit, lopen en beweeglijkheid worden elk apart geschat volgens cijfers 0 tot en met 6 zodat de toestand van de heup wordt uitgedrukt in een getal van minimaal 0 en maximaal 18

Objectieve maatstaven te vinden voor de indeling 1 tot en met 6 blijft moeilijk en is voornamelijk gebaseerd op nauwkeurige anamnese en onderzoek De mate van verbetering vindt men door vergelijking van de cijfers voor pijn, stabiliteit en beweeglijkheid voor en na de behandeling

Het eindresultaat, vastgesteld volgens het evaluatie-schema van de gebroeders Judet, Merle d'Aubigne, Gade en Shepherd is niet tot 1 getalwaarde te herleiden Dit leidt ons inziens tot praktische moeilijkheden Vergelijking van resultaten van verschillende patienten of van het resultaat van eenzelfde patient op verschillende tijden is gecompliceerd

Het Larson (1963) systeem geeft weliswaar in de beoordeling van het eindresultaat 1 getalwaarde, in het gebruik echter blijkt het zeer gunstig uit te vallen voor een bepaalde arthroplastiek (Harris 1969) Bovendien is de gradering van pijn, functie en looppatroon weinig genuanceerd b v slechts 6 punten worden afgetrokken voor constant gebruik van 2 elleboogskrukken In een uitvoerige studie vergelijkt Harris (1969) zijn schema met dat van Shepherd en Larson Door de ruimere nuancering geeft het Harris systeem een nauwkeuriger beeld van de functionele status



van de patiënt.

Wij menen, dat in de eindbeoordeling pijn en functionele capaciteit van de patiënt als voornaamste factoren geëvalueerd dienen te worden, omdat bij de grote meerderheid van patiënten met heupklachten deze 2 factoren de grootste invloed hebben op het stellen van de indicatie tot operatie. Wij menen dat het evaluatie-schema van Harris het beste aan bovengestelde overweging tegemoet komt. Volgens dit schema hebben wij het resultaat van 53 verrichte arthroplastieken beoordeeld.

Harris (1969) introduceerde een puntensysteem met een maximum van 100 punten, die als volgt zijn onderverdeeld:

Pijn	44 punten
Functie	47 punten
Bewegingsexcursie	5 punten
Afwezigheid van contracturen	4 punten
	<hr/> 100 punten

De gradatie van pijn blijft om redenen van de subjectieve beoordeling onvolmaakt, echter de volgende gradaties bleken werkzaam en bevredigend in gebruik:

#### *I. Pijn (44 punten mogelijk)*

- |   |           |
|---|-----------|
| a) geen pijn  | 44 punten |
| b) lichte pijn, toevallig, geen verband met activiteiten  | 40 punten |
| c) lichte pijn, die de gewone activiteiten niet beïnvloedt, eventueel een aspirine nodig                                      | 30 punten |
| d) matige pijn, verdraaglijk. Enige beperking van de dagelijkse activiteiten.<br>Heeft analgetica nodig, sterker dan aspirine | 20 punten |
| e) duidelijke pijn, beperking van de dagelijkse activiteiten  | 10 punten |
| f) zeer erge pijn, zelfs in bed. Is bedlegerig  | 0 punten  |

#### *II. Functie (47 punten mogelijk)*

Valt uiteen in A. looppatroon (33 punten) en B. dagelijkse activiteiten (14 punten):

A. *looppatroon* (33 punten mogelijk)

1. manken (na lopen van 1500 meter):

mankt niet	11 punten
mankt licht	8 punten
mankt matig	5 punten
mankt ernstig	0 punten
2. steun:

geen	11 punten
wandelstok voor lange wandeling	7 punten
in het algemeen een stok	5 punten
1 kruk	3 punten
2 stokken	2 punten
2 krukken	0 punten
niet in staat tot wandelen	0 punten
3. loopafstand:

ongelimiteerd	11 punten
6 blokjes om (1500 meter)	8 punten
2 à 3 blokjes om (750 meter)	5 punten
alleen in huis	2 punten
in bed of stoel	0 punten

B. *dagelijkse activiteiten* (14 punten mogelijk)

1. traplopen:

gewoon, zonder gebruik van leuning	4 punten
gewoon, met gebruik van leuning	2 punten
op een andere manier	1 punt
niet tot traplopen in staat	0 punten
2. aantrekken van schoenen en sokken:

zonder moeite	4 punten
bemoeilijkt	2 punten
niet in staat	0 punten
3. zitten:

gemakkelijk in normale stoel gedurende 1 uur	5 punten
op een hoge stoel, gedurende ½ uur	3 punten
zit in elke stoel ongemakkelijk	0 punten

#### 4. vervoer:

in staat per bus, trein of auto te reizen

1 punt

### III. Bewegelijkheid (5 punten mogelijk)

De indexwaarden worden bepaald door vermenigvuldiging van het aantal bewegingsgraden in iedere boog met de corresponderende index:

	excursie	index
1) flexie	$0^{\circ} - 45^{\circ} \times$	$1,0 = 45$
	$45^{\circ} - 90^{\circ} \times$	$0,6 = 27$
	$90^{\circ} - 110^{\circ} \times$	$0,3 = 6$
2) abductie	$0^{\circ} - 15^{\circ} \times$	$0,8 = 12$
	$15^{\circ} - 20^{\circ} \times$	$0,3 = 1,5$
	$20^{\circ} \times$	$0 = 0$
3) exorotatie	$0^{\circ} - 15^{\circ} \times$	$0,4 = 6$
4) endorotatie	$\times$	$0 = 0$
5) adductie	$0^{\circ} - 15^{\circ} \times$	$0,2 = 3$

Het maximum aantal te scoren punten bedraagt  $100^5$  voor de bewegings-excursie. Vermenigvuldiging met 0,05 geeft dan het aantal punten voor de beweeglijkheid voor het eindresultaat.

### IV. Afwezigheid van contracturen

Maximaal 4 punten worden gerkend als aanwezig is:

- een flexiecontractuur kleiner dan  $30^{\circ}$
- een adductiecontractuur kleiner dan  $10^{\circ}$
- een endorotatiecontractuur kleiner dan  $10^{\circ}$
- een beenlengteverschil minder dan 3,2 cm

De test van Trendelenburg geeft informatie over de stabiliteit van het heupgewricht, als zodanig van belang voor de beoordeling van de functie. De proef wordt geregistreerd, echter wordt niet met punten in het evaluatieschema gehonoreerd. Wat de patiënt functioneel presteert, zoals dat in de beoordeling van het looppatroon is vastgesteld, is belangrijker dan een eventueel positieve test (Harris 1969).

Bij een score van 90 - 100 wordt het resultaat uitstekend bevonden,

van 80 - 90 goed

van 70 - 80 redelijk

onder 70 onbevredigend.

Volgens dit schema werden 52 patiënten door ons na-onderzocht.

In alle gevallen is het onderzoek, de verwerking van de resultaten, de beoordeling van de röntgenopnamen en de interpretatie van de subjectieve bevinding van de patiënten over het operatieresultaat door dezelfde arts en assistent verricht.

## DE DIAGNOSE 'LOSSE PROTHESE'

### *Bij klinisch onderzoek:*

Bij het na-onderzoek richtten wij onze aandacht speciaal op een eventueel bestaande losse heupendoprothese, waarbij een relatie werd gezocht met het resultaat van de arthroplastiek, beoordeeld volgens het evaluatie-schema van Harris en met de subjectieve bevinding van de patiënt.

Een specifiek klachtenpatroon voor de diagnose 'losse prothese' werd door ons in de literatuur niet gevonden. Als symptomen worden opgegeven:

- pijn, voornamelijk bij belasting en beweging,
- instabiliteit, onvermogen de betreffende heup te belasten,
- beenverkorting.

Voor *pijn* na een heuparthroplastiek worden veel oorzaken opgegeven. De pijn kan onder meer veroorzaakt worden door:

- 1) Mechanische factoren:      protrusio acetabuli  
   distaalwaarts migreren van de prothese  
   kapselspanning  
   contracturen  
   spierspanningen
- 2) Biologische facturen:      progressieve ontkalking  
   afweerreactie ten opzichte van metaal
- 3) Factoren direct  
    samenhangend met      infectie  
    de operatietechniek:      foutieve plaatsing van de prothese  
   achtergebleven kapselresten  
   spierspanningen  
   para-articulaire verkalkingen  
   zenuwlesie

- 4) Factoren samenhangend met oorspronkelijk lijden:
- coxarthrose
  - arthritis
  - rheumatoide arthritis
  - morbus Bechterew

Ook voor *instabiliteit* na een arthroplastiek kunnen oorzaken gemeld worden, die niet gepaard behoeven te gaan met een losse prothese. Evenmin treedt alleen beenverkorting op bij een losse prothese.

Slechts Coventry (1956) noemt het maken van bewegingsfoto's van de heup om de diagnose met meer zekerheid te stellen. Voorts werd menige prothese bij een revisie-operatie 'los' bevonden.

Een gericht onderzoek naar het optreden van losse heupendoprothesen is ons niet bekend. De diagnose wordt volgens onze mening door vele onderzoekers per exclusionem gesteld, hierbij steunend op het klachtenpatroon en de röntgenologische afwijkingen in het proximale femur.

In tabel 3 staan de percentages 'losse prothese' vermeld, zoals die in de literatuur worden opgegeven.

**TABEL 3**  
**Losse prothesen**

Naam	Jaar	Prothese type	Aantal operaties	Percentage los	Distaal-waarts migreren	Follow-up periode
Weigert c.s.	1969	Moore	172	31	41	?
Barr c.s.	1964	?	?	28	?	?
v.Nes c.s.	1969	Diversen	42	23,8	?	gem. 2½ jaar
Lippmann	1967	Lippmann	58	22	?	5-15 jaar
Parson c.s.	1969	Thompson	171	12	?	—
Anderson c.s.	1964	Thompson	127	10,8	27,2%	10 jaar
		Moore	163	5,8	17,4%	?
Danielson	1965	Thompson/Moore	30	6,6	66 %	3- 4 jaar
McKee c.s.	1966		?	6	?	?
A.Moore	1957	Moore	59	2	?	?
Apley c.s.	1969	Moore	120	1,6	?	1- 9 jaar
Lunceford	1965		?	0,8	?	?
Coventry	1956	Moore	93	0	?	?
Hirsch	1958	Moore/Thompson	35	0	?	?
Hinchey c.s.	1964	Moore	294	0	?	4 jaar

### *Bij rontgenonderzoek*

Waar anamnese en klinische bevindingen weinig zekerheid bieden voor het stellen van de diagnose menen wij dat uitbreiding van de rontgen-diagnostiek meer zekerheid kan verschaffen

Wilson (1956, 1961), Lippmann (1957), Thompson (1958), Mittelmeyer (1964), Lunceford (1964), Coventry (1964), Danielson (1965), Friedebold (1969) en Charnley (1970) wijzen op bepaalde rontgenologische structuurveranderingen in het proximale femur, die zouden wijzen op het bestaan van een loszittende prothese

Zij doelen hierbij op de resorptie, atrofie en sclerose voornamelijk op de contactplaats tussen prothesekraag en resterend collum en op de aanwezigheid van een al of niet onderbroken condensatielijn en een ophelderings-zône om de prothesesteel Voorts op progressieve ontkalking van het proximale femur, spongiosering van de corticalis, endostale afsteuningsreactie en spoelvormige hypertrofie van de corticalis ter hoogte van de punt van de steel der prothese Wij menen dat rontgenopnamen van de betrokken heup met en zonder tractie aan de betrokken extremiteit een beweeglijkheid van de prothese met meer zekerheid kan aantonen Tijdens de tractie ontstaat dan bij een losse prothese ruimte tussen resterend collum en prothesekraag Tevens breidt de hof om de steelpunt zich uit (Foto 1, 2, 3 en 4)

Dit zijn twee nieuwe objectieve criteria, welke door ons worden aangehouden voor het stellen van de diagnose De tractie werd aangebracht door met beide handen aan het betreffende onderbeen te trekken Deze tractiekracht komt globaal overeen met 10-20 kilogram

Met nadruk wordt gesteld, dat geleidelijk distaalwaarts migreren van de prothese niet altijd wijst op de aanwezigheid van een losse prothese

Er werd op gelet, dat de rontgenopnamen in voor- en achterwaarts en in zijdelingse richting geen projectieverschillen toonden

Bij de beoordeling van de rontgenfoto's werd gelet op type prothese (Prt )

- al of niet gebruik van acrylcement (Cem )
- de afsteuning van de prothesekraag op het resterend collum (Afsteun )
- de structurele botverandering rondom de prothesekraag (Collrea )
- de structurele botverandering ter hoogte van de prothesesteelpunt (Stprea )

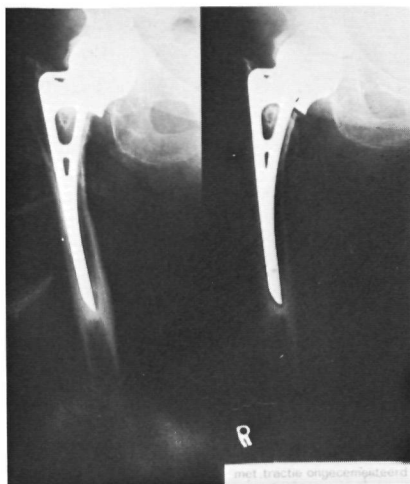


Foto 1

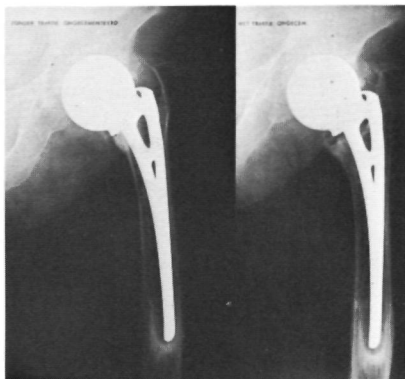


Foto 2



Foto 3

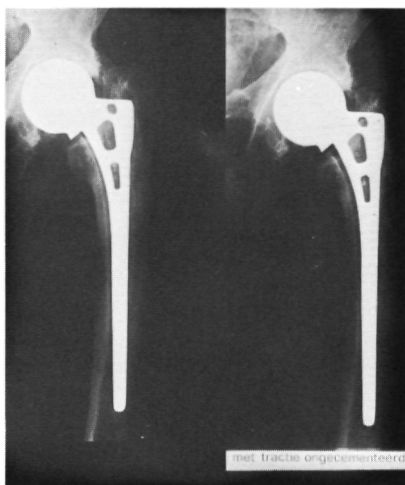


Foto 4

Röntgenopnamen van heupalloarthroplastieken met endoprothesen, type Moore, met en zonder tractie aan de betrokken extremititeit.

Gewezen wordt op de ruimte onder de prothesekraag en de uitbreiding van de hof rondom de steelpunt bij tractie. Voorts op de structurele veranderingen in het proximale femur.

- de aanwezigheid van een al dan niet onderbroken condensatielijn (Cdl )
- de structuur van de diafysecorticalis (Costr )
- de structuur van de trochanter major (TrMstr )
- de reactie op tractie (Tra )

De subjectieve bevinding van de patient, waarnaar gevraagd werd, werd – afhankelijk van het resultaat van de alloarthroplastiek – beantwoord met goed, matig en slecht

De typen prothesen, die gebruikt zijn, waren van het type Moore korte steel (19-21 mm) (Mo k) en lange steel (32½ cm) (Mo l) Voorts in twee gevallen het type Muller (Mu )

In 12 gevallen werd de prothese gecementeerd met acrylcement Bij beoordeling van de rontgenfoto's, welke in twee richtingen werden gemaakt, bleek, dat in 7 gevallen de steel van de prothese niet optimaal in de cement lag ingebed (insu )

De afsteun van de prothesekraag op het resterend collum werd beoordeeld naar het rontgenologisch zichtbaar contact, geclassificeerd als goed, matig en slecht

Rondom de prothesekraag werden de volgende structurele botveranderingen vastgesteld

- atrofie                   hieronder verstaan wij een verminderde structuurdichtheid Met behoud van de uitwendige vorm wordt de botstructuur ijler en wijdmaziger Er treedt verlies van kalkrijkdom op
- hypertrofie           toename van de dichtheid, gepaard met verandering in contour en grootte Er treedt toename in kalkrijkdom op
- sclerose               gekenmerkt door een vermeerderde dichtheid bij behoud van de uitwendige vorm De toename in dichtheid is sterker dan bij hypertrofie
- resorptie              verdwijnen van botstructuur

De rontgenologisch vastgestelde structuurverandering in de trochanter major beperkte zich tot atrofie

In de corticalis van de diafyse werden de volgende veranderingen in de botstructuur vastgesteld

- atrofie



- hypertrofie:      endostaal (end.afst.)  
                         periostaal (pecohy.)
- kleinvlekkige  
  ophelдерingen: vaak gepaard met atrofie (mottig)
- spongiosering: grovere structurering van de corticalis met toename in  
                         dikte (spongios.)
- appositie:        lamellaire, subperiostale botafzetting (appos.)
- hofvorming:     een ophelдерingszône rondom de steelpunt van de pro-  
                         these (hofvorm.)
- condensatielijn: een al of niet onderbroken verdichte lijnstructuur  
                         rondom de prothesesteel, hiervan gescheiden door een  
                         ophelдерingszône (ni.on.)

Ter hoogte van de steelpunt van de prothese werd in het bot vastgesteld:

- hypertrofie:      periostaal (pecohy.)  
                         endostaal (end.afst.)  
                         hofvorming (hofvorm.)

## **AETIOLOGIE VAN DE LOSSE HEUPPROTHESE**

Over het ontstaan van de losse heupendoprothese worden in de literatuur verscheidene oorzaken opgegeven (Judet 1955, Lippmann 1957, Thompson 1958, Coventry 1964, McKee-Watson-Farrar 1966, Müller 1964, Charnley 1960 en Weigert-Viernstein 1969).

Als hoofdoorzaken worden genoemd:

1. osteoporose:  
  reeds aanwezig of bijvoorbeeld tengevolge van de post-traumatische  
  in-activiteit
2. infectie
3. vascularisatiestoornis:  
  tengevolge van beschadiging van de arteriële ring om de basis van het  
  collum femoris en/of van het periost rondom de halsrest kan het  
  resterende collum van zijn bloedvoorziening worden beroofd. Hierdoor  
  ontstaat botresorptie, verkleining van het dragende oppervlak, slechte

afsteun van de prothese op het collum inferior, lokale drukverhoging, mogelijkheid tot varisering en distaalwaarts migreren van de prothese Judet, Lagrange en Dunoyer (1955) bestudeerden bij volwassen humane cadavers de arteriele bloedvoorziening van het proximale femur door middel van opspuiten met micropaque van de arteria iliaca externa na selectieve onderbinding van de arteria femoralis profunda en de arteria circumflexa femoris medialis en lateralis

De profuse anastomosen die bestaan tussen de verschillende arterien garanderen na de selectieve onderbinding van de perifere arterien de bloedvoorziening in kop en hals Vasculaire stoornissen traden op bij operatieve ingrepen waarbij de laterale insertie van het gewrichtskapsel ter hoogte van het collum superior werd beschadigd Ook stelden zij vast, dat de benadering van het heupgewricht volgens de Hueter en Gibson incisie evenals een longitudinale en T-vormige incisie van de kapsel geen nadelige invloed hadden op het arteriogram Het uitraspen en opboren van het resterende collum en trochanter gebied destrueert de perifere vascularisatie van de stomp Met name kan de procedure voor een heupalloarthroplastiek door middel van een intramedullaire prothese leiden tot ischaemische necrose van het resterende collum Judet (1955) kon echter ook bij een overleden patient, bij wie 2 jaar tevoren een heuparthroplastiek was verricht een revascularisatie van het resterende collum aantonen volgens een geheel ander vaatpatroon

#### 4 overbelasting van het bot

Dit kan o a veroorzaakt worden door

- slechte adaptatie tussen prothesekraag en resterend collum  
foutieve techniek  
te hoog, te laag  
te veel valgus, varus  
te veel retro-, ante-versie
- te vroege belasting van de betreffende heup

#### 5 resorptiestoornissen ten gevolge van

- infectie
- atrofie
- systeemziekten  
corticosteroiden therapie

## RESULTATEN

In tabel 4 tot en met 12 worden van alle 52 na-onderzochte patiënten de gegevens vermeld, verkregen na evaluatie volgens de criteria van Harris, uit de anamnese, na het lichamelijk onderzoek en na beoordeling van de gemaakte röntgenfoto's met en zonder tractie.

Verklaring van de gebruikte afkortingen, die in de volgende schema's staan vermeld:

Appos.	: appositie
Afsteun.	: afsteuning van de prothese op het resterende collum
Bew.	: beweging
Blv.	: beenlengte-verschil
Cdl.	: condensatielijn
Cem.	: cement
Cfr.	: complicatie na collumfractuur
Collumrea.	: collumreactie
Cortic.	: corticaal
Costr.	: corticalis structuur
Cox.	: coxarthrose
Endafst.	: endostale afsteuning
Endost.	: endostaal
Fcpt.	: functionele capaciteit
Ger.	: gering
Geslt.	: geslacht
Hofvorm.	: hofvorming
Hypertrof.	: hypertrofie
Ind.	: indicatie
Insu.	: insufficiënt
Kn.	: kopnecrose
Lft.	: leeftijd
Mo.k.	: Moore korte steel prothese
Mo.l.	: Moore lange steel prothese
Mü.	: Müller prothese
Ni.on.	: niet onderbroken
Ni.v.	: niet verschenen bij na-onderzoek

On.	: onderbroken
Ophl.	: ophelderingslijn
Pecohy.	: periostale corticalis hypertrofie
Periost.	: periostaal
Prt.	: type prothese
Sbv.	: subjectieve bevinding van de patiënt
Skn.	: spontane kopnecrose
Spongios.	: spongiosering van de corticalis
Stprea.	: steelpuntreactie
Suff.	: suffiënt
Tot.	: totaal van de puntenscore
Tra.	: reactie op tractie
Tr/D.	: proef van Trendelenburg/Duchenne
TrMstr.	: trochanter major structuur
†	: overleden

1. Bij toepassing van het evaluatieschema volgens Harris blijkt bij onze patiënten het resultaat van de heupalloarthroplastiek als volgt te kunnen worden onderverdeeld:

90 - 100 punten:	uitstekend	4 maal = 7,5%
80 - 90 punten:	goed	12 maal = 22,6%
70 - 80 punten:	redelijk	8 maal = 15,1%
onder 70 punten:	onbevredigend	<u>29 maal</u> = 54,8%
		53 totaal

2. Na beoordeling van de röntgenfoto's blijkt, dat bij 24 heupprothesen onder tractie een duidelijke ruimte ontstaat tussen prothesekraag en resterend collum inferior, gepaard met uitbreiding van de hof om de steelpunt van de prothese.

Opgemerkt dient te worden, dat 12 prothesen waren gecementeerd, waarvan na tractie 1 los werd bevonden (ten gevolge van infectie). Dit houdt derhalve in: 23 losse prothesen op een totaal van 41 ongece- menteerde heupprothesen, hetgeen overeenkomt met een percentage van 56,0%.

3. Van de 24 heupprothesen, die röntgenologisch los werden bevonden, blijkt dat:

bij 16 patiënten de puntenscore ligt onder de	70 punten = 66,7%
bij 3 patiënten de puntenscore ligt tussen de	70-80 punten = 12,5%
bij 5 patiënten de puntenscore ligt tussen de	80-90 punten = 20,8%

Van de 29 heupendoprothesen, die röntgenologisch stabiel werden bevonden, blijkt dat:

bij 13 patiënten de puntenscore ligt onder de	70 punten = 44,8%
bij 5 patiënten de puntenscore ligt tussen de	70- 80 punten = 17,2%
bij 7 patiënten de puntenscore ligt tussen de	80- 90 punten = 24,1%
bij 4 patiënten de puntenscore ligt tussen de	90-100 punten = 13,9%

4. Navraag bij de patiënt naar het geslaagd zijn van de arthroplastiek (overeenkomend met de subjectieve bevinding van de patiënt) verschaft de volgende gegevens:

Van de 24 losse prothesen is het oordeel betreffende het resultaat, over 14 heupen matig tot slecht; dit komt overeen met 58,3%.

Van de overige 10 heupen werd het resultaat van de arthroplastiek als goed beoordeeld.

Van de 29 stabiele prothesen bleek het oordeel slechts in 13,8% (= 4 heupen) matig tot slecht te zijn.

5. Pijn, overeenkomend met een score van 20 punten (zie pagina 19), wordt in 12 gevallen met een losse prothese vastgesteld. Dit komt overeen met een percentage van 50%.

In de groep van stabiele heupprothesen (29) worden door 3 patiënten pijnklachten vermeld overeenkomend met een score van 20 punten. Dit percentage bedraagt 10,3%.

6. De gemiddelde puntenscore in de groep der losse prothesen voor de functionele capaciteit bedraagt 25 punten, in de groep der stabiele prothesen 27 punten (op een maximum van 47).

7. De gemiddelde score voor de beweeglijkheid van het heupgewricht bleek in de groep van de losse prothesen gelijk te zijn aan die in de groep van de stabiele prothesen, namelijk 3,77 punten (op een maximum van 5).

Naam	Geslt.	Lft.	Ind.	Pijn	Fcpt.	Bew.	Tot.	Sbv.	Blv.
------	--------	------	------	------	-------	------	------	------	------

**TABEL 4 - GEOPEREERDE PATIENTEN IN HET JAAR 1969**

H.H-E.	V	65	cox	0	21	2,25	27,25	slecht	0,5
J.G.	V	65	cfr	40	26	3,80	73,80	goed	0
J.de H.	V	70	cfr	40	10	4,37	58,37	goed	2
E.S-K.	V	80	skn	40	21	4,80	69,80	goed	1
M.J-J.	V	78	cfr	40	21	3,17	68,17	goed	2

1 patiënt: n.i.v.

**TABEL 5 - GEOPEREERDE PATIENTEN IN HET JAAR 1968**

M.P-W.	V	45	cfr	20	20	4,45	48,45	matig	1
J.de R-K.	V	71	cox	40	19	3,35	66,35	goed	0
Ch.B-L.	V	75	cox	40	22	2,85	68,85	goed	2
P.C-de G.	V	65	cox	20	14	2,10	40,10	matig	1,5
C.W-J.	V	65	skn	40	35	4,72	83,72	goed	0
C.B-B.	V	71	cfr	40	38	4,87	86,87	goed	1
A.S-v.L.	V	69	cfr	44	3	0	48	—	1

4 patiënten: †

1 patiënt: n.i.v.

Tr/D.	Prt.	Cem.	Afsteun. Coll.rea.	Stprea.	Cdl.	Costr.	TrMstr.	Tra.
D	Mo.k	geen	matig resorptie atrofie	geen	geen	atrofie	atrofie	los
—	Mo.k	suff.	goed geen	geen	geen	spongios.	normaal	vast
—	Mo.k	suff.	goed geen	geen	geen	spongios.	normaal	vast
—	Mü	suff.	goed geen	geen	geen	atrofie	normaal	vast
—	Mü	suff.	goed geen	geen	geen	atrofie	normaal	vast
+	Mo.k	insu.	matig resorptie	geen	ni.on.	mottig atrofie	atrofie	los
—	Mo.k	insu.	matig resorptie	geen	on.	normaal	atrofie	vast
—	Mo.k	insu.	normaal geen	geen	geen	atrofie	atrofie	vast
—	Mo.k	insu.	goed resorptie hypertrof. sclerose	pecohy	geen	normaal appos.	atrofie	vast
—	Mo.k	insu.	goed geen	geen	oph.l.	normaal appos.	normaal	vast
—	Mo.k	suff.	goed resorptie	geen	geen	appos.	atrofie	vast
0	Mo.k	insu.	goed geen	geen	geen	atrofie	atrofie	vast

Naam	Geslt.	Lft.	Ind.	Pijn	Fcpt.	Bew.	Tot.	Sbv.
<b>TABEL 6 - GEOPEREERDE PATIENTEN IN HET JAAR 1967</b>								
G.B.	V	62	cox	44	18	2,60	68,60	matig
B.H.A.	V	54	cox	rrr20	23	4,12	51,12	goed
			cox	l 20	23	4,15	49	goed
F.v.d.H.	M	70	cfr	44	47	5	100	goed
S.v.W-v.L.	V	72	cox	40	23	4,40	71,40	goed
Th.v.O.	V	60	cfr	44	39	3,90	90,90	goed
T.P.H.	V	73	cox	20	25	4,60	53,60	matig
J.H-D.	V	79	cfr	44	34	5	87	goed
J.K.	M	56	skn	40	31	3,70	78,70	matig
G.S.	V	63	cox	40	26	3,50	73,50	goed
J.C.	M	60	cfr	44	27	5	80	slecht
J.v.D.	M	64	cfr	20	26	2,65	52,65	slecht

2 patiënten: †

2 patiënten: ni.v.



Tr/D.	Prt.	Cem.	Afsteun. Coll.rea.	Stprea.	Cdl.	Costr.	TrMstr.	Tra.
+	Mo.k	geen	matig resorptie	end.afst.	geen	appos. spongios.	atrofie	vast
-	Mo.k	geen	goede hypertrof. sclerose	end.afst.	on.	normaal	atrofie	vast
-	Mo.k	geen	matig resorptie	hofvorm. end.afst.	ni.on.	normaal	atrofie	los
-	Mo.k	geen	matig hypertrof. sclerose	end.afst.	on.	normaal	atrofie	vast
-	Mo.l	geen	slechte resorptie	end.afst.	on.	normaal appos.	atrofie	vast
-	Mo.l	geen	normaal hypertrof. sclerose	end.afst.	ni.on.	spongios.	atrofie	vast
D	Mo.k	geen	slechte atrofie resorptie	end.afst. hofvorm.	ni.on.	spongios. appos.	atrofie	los
+	Mo.l	geen	matige resorptie	hofvorm. end.afst.	ni.on.	spongios.	atrofie	los
+	Mo.k	geen	slechte atrofie resorptie	hofvorm. end.afst.	ni.on.	atrofie mottig spongios.	atrofie	los
+	Mo.k	insu.	normale geen	end.afst.	on.	partiële spongios.	atrofie	vast
+	Mo.k	geen	insuff. hypertrof. sclerose resorptie	hofvorm. end.afst.	ni.on.	spongios. appos.	atrofie	los
+	Mo.k	geen	insu. resorptie atrofie	hofvorm. end.afst.	ni.on.	spongios.	atrofie	los

**TABEL 7 - GEOPEREERDE PATIENTEN IN HET JAAR 1966**

E.V-K.	V	66	cfr	44	21	4,72	73,72	goed	1
A.J-G.	V	72	cox	10	18	1,65	67,65	matig	1,5
H.B-B.	V	82	cfr	44	11	4,80	29,80	matig	1,5

1 patiënt: †

1 patiënt: ni.v.

**TABEL 8 - GEOPEREERDE PATIENTEN IN HET JAAR 1965**

H.C-V.	V	74	cfr	30	22	3,92	59,92	goed	0
A.B.	V	76	cfr	20	18	3,70	45,70	matig	0
A.de B.	M	66	cfr	44	38	4,95	90,95	goed	0
A.v.M.	M	75	cfr	40	38	4,32	86,32	goed	1
G.v.M.	M	85	cfr	44	37	4,95	89,95	goed	1
C.V.	V	74	cfr	30	36	4,25	74,25	goed	1

1 patiënt: ni.v.

Tr/D.	Prt.	Cem	Afsteun. Coll.rea.	Stprea.	Cdl.	Costr.	TrMstr.	Tra.
--	Mo.l	geen	goede hypertrof. sclerose	end.afst. periost. hypertrof.	on.	spongios.	normaal	vast
+	Mo.l	geen	slechte resorptie	hofvorm. end.afst.	ni.on.	spongios. appos.	atrofie	los
+	Mo.k	geen	matige hypertrof. sclerose resorptie	endost. periost. hypertrof.	on.	atrofie	atrofie	vast

-	Mo.l	geen	goede geen	endost. periost.	on.	spongios.	normaal	vast
+	Mo.l	geen	goede lichte atrofie	endost. periost.	on.	spongios.	atrofie	vast
-	Mo.l	geen	goede geen	geen	on.	spongios. botappos.	atrofie	vast
-	Mo.l	geen	goede geen	minim. endost.	on.	normaal	atrofie	vast
-	Mo.l	geen	slechte resorptie	geen	on.	normaal	atrofie	vast
-	Mo.k	geen	goede geen	endost.	on.	botappos. spongios.	normaal	vast

Naam	Geslt.	Lft.	Ind.	Pijn	Fcpt.	Bew.	Tot.	Sbv.	Blv.
<b>TABEL 9 - GEOPEREERDE PATIENTEN IN HET JAAR 1964</b>									
A.de J.	M	57	cfr	20	31	3,40	58,40	matig	2
J.V-M.	V	50	cox	40	33	4,77	81,77	goed	0,5
P.S-v.T.	V	62	cox	20	19	2,55	45,55	matig	1
M.H-D.	V	76	cox	44	28	4,10	80,10	goed	2
S.L-N.	V	53	cfr	30	30	2,60	66,60	goed	3
D.M-v.S.	V	77	cfr	30	21	2,85	57,85	goed	1
M.R.	V	76	cfr	44	30	4,60	82,60	goed	2
A.D-v.d.H.	V	71	cox	30	28	2,60	64,60	matig	0
E.R-G.	V	71	cfr	10	24	4	42	matig	1
P.P-G.	V	57	cox	20	16	2,30	41,30	matig	1
M.v.N-B.	V	66	cox	40	33	4,20	81,20	goed	3

1 patiënt: †

2 patiënten: n.i.v.

Tr/D.	Prt.	Cem.	Afsteun. Coll.rea.	Stprea.	Cdl.	Costr.	TrMstr.	Tra.
+	Mo.l	geen	slechte resorptie	hofvorm. end.afst.	ni.on.	lichte appos.	atrofie	los
+	Mo.l	geen	slechte resorptie	hofvorm. end.afst.	ni.on.	normaal	atrofie	los
+	Mo.k	geen	ingezakt slechte resorptie	hofvorm. end.afst.	ni.on.	lichte spongios.	atrofie	los
—	Mo.l	geen	inzakking slechte resorptie	hofvorm. end.afst.	ni.on.	spongios. ger.appos.	atrofie	los
+	Mo.l	geen	inzakking slechte resorptie	hofvorm. end.afst.	ni.on.	spongios.	atrofie	los
—	Mo.l	geen	inzakking slechte resorptie	hofvorm. end.afst.	ni.on.	spongios. ger.appos.	atrofie	los
+	Mo.l	geen	inzakking slechte resorptie	hofvorm. end.afst.	ni.on.	spongios. atrofie	atrofie	los
+	Mo.l	geen	ingezakt goede	geen	on.	lichte spongios.	atrofie	vast
+	Mo.l	geen	normaal goede atrofie	periost. hypertrof. hofvorm. end.afst.	ni.on.	lichte spongios. ger.appos.	atrofie	los
+	Mo.k	geen	matige hypertrof.	hofvorm. end.afst.	ni.on.	spongios. ger.appos.	atrofie	los
—	Mo.l	geen	sclerose matige hypertrof. sclerose	endost. periost. reactie	on.	normaal	atrofie	vast

Naam	Geslt.	Lft.	Ind.	Pijn	Fcpt.	Bew.	Tot.	Sbv.	Blv.
------	--------	------	------	------	-------	------	------	------	------

**TABEL 10 - GEOPEREERDE PATIENTEN IN HET JAAR 1963**

E.v.E-B.	V	70	cox	30	18	4,65	56,65	goed	3
T.J.-W.	V	64	cox	44	25	2,60	75,60	goed	3
G.S.	M	76	cfr	44	47	5	100	goed	3
J.R.-v.W.	V	59	cox	20	25	4,72	53,72	matig	2
P.T.	M	55	cfr	44	39	4,90	80,90	goed	2,5
V.S-P.	V	78	cox	40	31	4,37	79,37	goed	2
H.V-J.	V	69	cox	20	29	4,30	57,30	matig	1

1 patiënt: †

1 patiënt: n.v.

**TABEL 11 - GEOPEREERDE PATIENTEN IN HET JAAR 1962**

J.Z-S.	V	81	cox	20	18	4,30	57,30	slecht	1,5
--------	---	----	-----	----	----	------	-------	--------	-----

1 patiënt: †

**TABEL 12 - GEOPEREERDE PATIENTEN IN HET JAAR 1960**

M.E.	V	65	cox	44	32	1,45	82,45	goed	2,5
------	---	----	-----	----	----	------	-------	------	-----

Tr/D.	Prt.	Cem.	Afsteun. Coll.rea.	Stprea.	Cdl.	Costr.	TrMstr.	Tra.
+	Mo.k	geen	slechte resorptie	hofvorm. end.afst.	ni.on.	spongios.	atrofie	los
+	Mo.k	geen	atrofie goede	periost. hofvorm. end.afst.	ni.on.	spongios.	atrofie	los
+	Mo.k	geen	slechte resorptie	end.afst.	on.	normaal	atrofie	vast
—	Mo.k	geen	matige resorptie	hofvorm. end.afst.	ni.on.	periost. botappos. spongios.	atrofie	los
+	Mo.k	geen	matige hypertrof. sclerose	geen normaal	on.	normaal	atrofie	vast
+	Mo.k	geen	slechte resorptie	hofvorm. end.afst.	ni.on.	spongios. ger.appos.	atrofie	los
+	Mo.k	geen	slechte resorptie	hofvorm. end.afst.	ni.on.	spongios. periost. appos.	atrofie	los

+	Mo.k	geen	slechte resorptie	periost. hofvorm. end.afst.	ni.on.	atrofie spongios.	normaal	los
—	Mo.k	geen	matige hypertrof. sclerose	pecohy	geen	matige spongios.	atrofie	vast

8. De test van Trendelenburg werd beoordeeld teneinde de stabiliteit van de geopereerde heup te bepalen.

Bij de 24 losse prothesen bleek de proef in 19 gevallen positief te zijn, in 3 gevallen negatief en in 2 gevallen volgens Duchenne.

Dit komt overeen met respectievelijk:

79,2% positief

12,5% negatief

en 8,3% volgens Duchenne.

In de groep van de stabiele prothesen is de proef als volgt geregistreerd:

in 6 gevallen positief : 20,7%

in 22 gevallen negatief : 75,9%

in 1 geval niet te beoordelen : 3,4%

9. Van de 53 geplaatste prothesen waren:

32 van het type Moore korte steel hiervan 15 los = 46,8%

19 van het type Moore lange steel hiervan 9 los = 47,3%

2 van het type Müller hiervan geen los = 0 %

10. De röntgenologische afwijkingen waren als volgt verdeeld:

TABEL 13

	in de groep van 24 losse prothesen	in de groep van 29 stabiele prothesen
Insufficiënte adaptatie prothesekraag - collum	22x = 91,6%	10x = 34,4%
Botresorptie ter hoogte van het collum inferior	21x = 87,5%	8x = 27,5%
Hypertrofische sclerosis van het collum inferior	2x = 8,3%	9x = 31,0%
Atrofie van het resterend collum	6x = 25 %	1x = 3,4%
Steelpuntreactie: endostaal: hypertrofie	22x = 91,6%	14x = 48,2%
Hofvorming	22x = 91,6%	0x = 0 %
Periostaal: hypertrofie	3x = 12,5%	7x = 24,1%
Corticale botappositie	11x = 45,8%	7x = 24,1%
Corticale spongiosering	19x = 79,1%	12x = 41,3%
Corticale atrofie	4x = 16,6%	5x = 17,2%
Pitting van de corticalis	2x = 8,3%	0x = 0 %
Atrofie van de trochanter major	23x = 95,8%	21x = 72,5%
Niet onderbroken condensatielijnen	23x = 95,8%	0x = 0 %



11. Tabel 14 toont de verdeling der losse prothesen per het jaar waarin geopereerd werd.

TABEL 14

Jaar van operatie	Aantal geopereerde patiënten	Aantal na-onderzochten	†	Niet verschenen	Röntgenologisch los
1960	1	1	—		0 = 0 %
1961	0	0	—		
1962	2	1	+		1 = 100 %
1963	9	7	+	1	5 = 71,4%
1964	14	11	+	2	9 = 81,8%
1965	7	6	—	1	0 = 0 %
1966	5	3	+	1	1 = 33,3%
1967	16	12	++	2	6 = 50 %
1968	12	7	++++	1	1 = 14,2%
1969	6	5	—	1	1 = 20 %
	72	53	10	9	24

12. Bij 5 van de röntgenologisch vastgestelde losse prothesen waren tijdens de operatie de fenestraties van de prothesesteel opgevuld met spongieus bot teneinde de stabiliteit van de prothese te waarborgen.

13. Het aantal losse prothesen is als volgt verdeeld:

- in de groep behandeld voor coxarthrose  
(24 prothesen) 14x los = 58,3%
- in de groep behandeld voor status na collumfractuur  
(26 prothesen) 9x los = 34,6%
- in de groep behandeld voor spontane kopnecrose  
(3 prothesen) 1x los = 33,3%

De in de literatuur vermelde percentages betreffende het resultaat van de heuparthroplastiek door middel van een intramedullaire kop-halsprothese hebben voornamelijk betrekking op heupalloarthroplastieken, verricht na verse collumfracturen, pseudarthrosen van het collum femoris en na kopnecrosen ten gevolge van een collumfractuur. De hoogste percentages worden vermeld na verse collumfracturen (zie tabel 1, pagina 14).

Stinchfield (1957), Reynolds (1958), Thompson (1959), Addison (1959), Anderson (1964), Danielson (1965) en Francillon (1965) beschrijven de resultaten van heupalloarthroplastieken, waarvoor de indicatie duidelijk ruimer is gesteld (coxarthrose, reuma, heupdysplasie). De door hen opgegeven percentages voor een matig tot goed resultaat van de arthroplastiek staan vermeld in tabel 2 (pagina 15).

Merle d'Aubigne (1953), Francillon (1957), Stinchfield (1957), Muller (1957), Chapcal (1957, 1970), Anderson (1964), Barr (1964) en Danielson (1965) melden eensluidend, dat een heuparthroplastiek door middel van een intramedullaire kop-halsprothese bij coxarthrose in vergelijking met een arthroplastiek bij verse collumfracturen en kopnecrosen tot minder goede resultaten leidt (Instabiliteit van het gewricht, re-ankylose, protrusio acetabuli en los raken van de prothese).

In ons materiaal werd in 24 gevallen een intramedullaire prothese geplaatst bij patiënten met een coxarthrose. Dit hoge aantal zal het eindresultaat zeker ongunstig beïnvloeden. Bovendien wordt vastgesteld, dat in geen der gevallen geopereerd werd wegens een verse collumfractuur. De groep aangegeven met 'complicatie na collumfractuur' omvat 16 gevallen van kopnecrose en 10 gevallen van pseudarthrose van het collum femoris. Behoudens in 3 gevallen, waarin conservatieve therapie was ingesteld, was de fractuur primair door middel van penfixatie behandeld. De arthroplastiek door middel van een kop-halsprothese vond in alle gevallen minimaal 1 jaar na het ongeval plaats.

Het is naar onze mening zinvol om bij de beoordeling van het eindresultaat van dit na-onderzoek rekening te houden met het feit, dat de indicatie voor de arthroplastiek ruim is gesteld en dat de arthroplastiek

met name in de groep van 'complicatie na collumfractuur' secundair werd uitgevoerd (behoudens in 3 gevallen).

Redelijk tot uitstekend resultaat werd in ons na-onderzoek vastgesteld in 45,2% van de gevallen. Dit percentage is – vergeleken met de gegevens uit de literatuur (zie tabel 2, pagina 15) – laag.

Opgemerkt dient te worden, dat door de verschillende auteurs zelden het gebruikte evaluatieschema wordt vermeld. Toepassing van verschillende schema's ter beoordeling van een heupafwijking bij een en dezelfde patiënt kan in het eindresultaat aanzienlijke verschillen opleveren.

Het röntgenologisch onderzoek met toepassing van tractie toont in 56% van het totale aantal ongecementeerde Moore-prothesen uitbreiding van de hof om de prothesesteelpunt aan en het ontstaan van een ruimte tussen prothesekraag en resterend collum. Dit percentage steekt ruim uit boven de in de literatuur vermelde gegevens (tabel 3, pagina 23).

Alleen Coventry (1956) wijst op het maken van bewegingsfoto's om de diagnose met grotere waarschijnlijkheid te stellen. Veelal wordt de diagnose per exclusionem gesteld. Wij menen dat de tractiemethode een gevoelige en zekere methode is om de diagnose 'losse prothese' te stellen. De meeste auteurs (zie tabel 3, pagina 23) vermelden niet, op welke wijze de instabiele prothese door hen werd vastgesteld.

Wanneer men volstaat met de resultaten op te geven van de revisie-operaties, wijst dit enkel op het percentage losse prothesen, dat gepaard gaat met klachten en eventuele röntgenologische afwijkingen, welke de operatie indiceerden. Uit dit na-onderzoek blijkt, dat niet alle losse prothesen aanleiding geven tot het ontstaan van pijn. Evenmin wordt een duidelijk verschil betreffende de functionele capaciteit en de bewegingsmogelijkheid aangetoond tussen de groep van losse prothesen en de groep van stabiele prothesen (zie punten 5, 6 en 7). Derhalve zijn wij van mening, dat opgave van het percentage losse prothesen, vastgesteld naar de resultaten, gevonden bij de revisie-operaties, geen juist beeld geeft van het totaal aantal losse prothesen bij alle geopereerde patiënten.

Vergelijking tussen het objectief vastgestelde matig tot slecht resultaat en de subjectieve bevindingen van de patiënt toont in de groep losse prothesen aan, dat 66,7% een puntenscore onder de 70 heeft en 58,3%

ervaart de ingreep dienovereenkomstig

De subjectieve beoordeling komt in de groep van niet-stabiele prothesen vrijwel overeen met de objectieve beoordeling in tegenstelling tot de groep van stabiele prothesen, waar 44,8% als objectief vastgesteld matig tot slecht resultaat staat tegenover 13,8% subjectief onbevredigend resultaat (zie punten 3 en 4) Naar onze mening beïnvloedt een losse prothese in sterke mate de subjectieve bevinding van de patient

Wat het losraken van de prothese betreft wordt nauwelijks een verschil vastgesteld tussen de Moore-prothesen met lange en die met korte steel (punt 9) Hoewel de lange steel meer weerstand zal kunnen bieden tegen varus-valguskanteling van de prothese, blijkt dit geen grotere garantie te zijn voor het stabiel gefixeerd blijven van de prothese

Een significant verschil wordt vastgesteld tussen de stabiele en losse prothese wat betreft de test van Trendelenburg (zie punt 8)

79,2% van de losse prothesen gaat gepaard met een instabiele heup (manken) In hoeverre de insufficiënte gluteus medius spier bijdraagt tot de rontgenologisch vastgestelde atrofie van de trochanter major is moeilijk te beoordelen De atrofie werd in beide groepen in vrijwel gelijke mate vastgesteld en ging in de groep van losse prothesen gepaard met 79,2% positieve test van Trendelenburg, in de groep van stabiele prothesen met 20,7% Op grond hiervan menen wij, dat de structuur van de trochanter nauwelijks door spierspanningen bepaald wordt, maar functioneel door de op de heupkop inwerkende krachten die in het normale proximale femur daar tractiespanningen veroorzaken Vervanging van caput en collum door een prothese onderbreekt deze verbinding Het gevolg zal zijn, dat de trochanter geen trekspanning zal opnemen. Door deze verbreking in het collum treedt naar onze mening een atrofie op van de trochanter major (zie pagina 164)

Tabel 13, waarin de rontgenologische afwijkingen zijn ondergebracht, spreekt voor zich (zie punt 10, pagina 42)

De afwijkingen concentreren zich hoofdzakelijk rondom het collum inferior en ter hoogte van de prothesesteelpunt in de corticalis Op deze plaatsen in het bot wijzen de structuurveranderingen op een mechanische factor, die aan de afwijkingen ten grondslag ligt

De plaatsen waar de afwijkingen maximaal worden aangetroffen komen

plaatselijk overeen met de afsteunplaatsen voor de losse prothese. Lokale overbelasting zou tot deze structuurveranderingen in het bot leiden of door bestaande locale of algemene botafwijkingen tot progressie van deze structuurveranderingen. Met name springen de insufficiënte adaptatie van de prothesekraag op het collum, de botresorptie rondom de prothesekraag en de endostale afsteuning van de corticalis, de hofvorming onder de prothesesteelpunt en de niet onderbroken condensatielijn duidelijk naar voren als röntgenologische afwijkingen voorkomen bij de losse prothese.

Vastgesteld wordt tevens, dat deze afwijkingen duidelijk minder frequent voorkomen in de groep der stabiele prothesen. Behoudens botresorptie ter hoogte van het collum inferior worden in de groep der gecementeerde prothesen nauwelijks enige structuurveranderingen in het bot vastgesteld. Hierbij dient opgemerkt te worden, dat deze groep een te korte follow-up periode heeft.

Bovengenoemde röntgenologische structuurveranderingen in het proximale femur worden ook vermeld door Thompson (1959), Charnley (1960, 1968, 1970) en Danielson (1965). Ook zij schrijven de veranderingen toe aan plaatselijke overbelasting van het bot.

In tabel 14 onder punt 11 (pagina 43) wordt een overzicht gegeven van het aantal röntgenologisch vastgestelde losse prothesen, gegroepeerd naar het jaar waarin de heupoperatie plaatsvond.

Vergelijking van de verschillende percentages losse prothesen toont een frequenter voorkomen van losse prothesen naarmate de follow-up periode langer is. Deze tendens wordt duidelijker, als men de jaren 1968, 1967, 1964 en 1963 vergelijkt, waarin een relatief groot aantal patiënten is geopereerd. Gegevens ontbreken ons om een nadere analyse te geven van het hoge percentage losse prothesen in 1964 en 1963. Onder meer konden wij niet nagaan, of deze prothesen mogelijk al eerder instabiel waren door het ontbreken van tussentijds gemaakte röntgenfoto's.

Het hoge percentage losse prothesen in 1967 doet vermoeden, dat de prothesen al zeer vroeg kunnen losraken. Wel kon worden nagegaan in de operatieverslagen, dat alle prothesen tijdens de operatie stabiel waren gefixeerd.

De vensters in de Austin Moore-prothese zijn ontworpen teneinde de

stabiliteit – met name tegen rotaties – te waarborgen. Tijdens de operatie worden deze vensters opgevuld met spongieus bot om een doorgroei van bot door de prothese mogelijk te maken. Bij alle 5 prothesen, waar deze procedure gevolgd was, bleek dit geen garantie te zijn voor de stabiliteit (punt 12, pagina 43).

Er wordt een hoger percentage losse prothesen vastgesteld in de groep patiënten die behandeld waren wegens coxarthrose dan in de groep behandeld wegens een complicatie na een collumfractuur. In de literatuur konden wij hierover geen gegevens aantreffen. Wel over de resultaten; deze waren in de groep voor coxarthrose behandelde patiënten door middel van een kop-hals-prothese duidelijk minder dan in de groep behandeld voor een complicatie na collumfractuur.

## CONCLUSIES

Uit een na-onderzoek van 53 heuparthroplastieken door middel van een intramedullaire kop-hals-prothese blijkt, dat een redelijk tot uitstekend resultaat in 45,2% kon worden vastgesteld volgens de criteria van Harris. Van het aantal zonder cement geplaatste prothesen (41) bleken bij röntgenologisch tractie-onderzoek 56% als beweeglijk in het proximale femur aangetoond te kunnen worden. Dit percentage komt overeen met 24 losse heupprothesen. Past men op deze groep het evaluatieschema van Harris toe, dan blijkt in 66,7% de losse prothese gepaard te gaan met een objectief vastgesteld onbevredigend eindresultaat en wordt in 58,3% ook subjectief als zodanig door de patiënt ervaren. Een duidelijke oorzaak van het losraken van de prothese kon door ons niet worden vastgesteld.

Pijn is geen constant begeleidend verschijnsel van een loszittende prothese; wel wordt pijn 5 maal zo vaak waargenomen in de groep losse prothesen. Een stabiele en een losse prothese beïnvloeden in vrijwel gelijke mate de functionele capaciteit en de beweeglijkheid van de geopereerde heup.

In een hoog percentage van de gevallen gaat een losse prothese gepaard met een positieve test van Trendelenburg en röntgenologische structuurveranderingen in het proximale femur. Deze afwijkingen komen in een duidelijk lager percentage voor in de groep van röntgenologisch vastge-

stelde stabiele prothesen.

Het blijkt, dat een heupprothese na verloop van tijd een verhoogde kans heeft op losraken. Ook de heupafwijking waarvoor de arthroplastiek wordt verricht, kan het losraken van de prothese beïnvloeden. Een langere prothese-steel en het opvullen van de vensters in de steel bieden geen garantie voor een hechtere fixatie van de prothese.





### THEORETISCHE BESCHOUWING OVER HET LOSRAKEN VAN DE HEUPENDOPROTHESE

Uit het voorgaande na-onderzoek blijkt onder meer, dat althans in ons patiëntenmateriaal, het aantal losse heupendoprothesen in een hoger percentage voorkomt dan men – uitgaande van de literatuurgegevens – zou vermoeden. Opvallend was dat de losse prothese vrijwel constant gepaard ging met het optreden van röntgenologische structuurveranderingen in het proximale femur. Op grond van de localisaties kregen wij de indruk, dat deze structuurveranderingen door mechanische factoren werden bepaald.

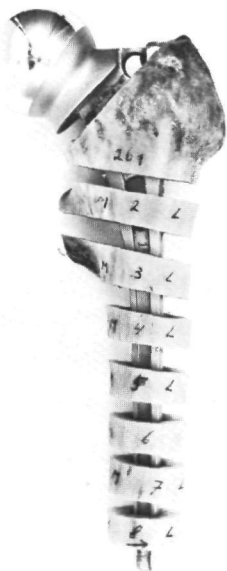
Beschouwing van een endoprothese in het proximale femur toont direct de meest belaste plaatsen van het bot:

- het collum inferior, waar de prothesekraag op het resterend collum steunt,
- de laterale corticaliswand, waar de steel van de prothese afsteunt tegen de wand.

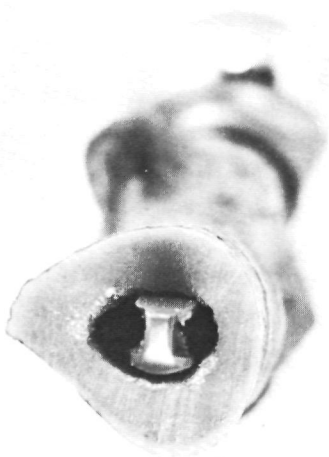
Röntgenologisch krijgt men geen voldoende indruk van het contactoppervlak tussen de prothesesteel en de wand van de mergholte. Hoe kleiner dit contactoppervlak is, des te groter zal de kracht per  $\text{cm}^2$  worden, waardoor locale overbelastingen kunnen optreden in het bot.

Om een beeld te krijgen van het contactoppervlak, plaatsten wij een endoprothese type Moore volgens de normale procedure in een cadaver femur dat 37 jaar oud was. Vervolgens werd het proximale femur in dwarse schijven gezaagd. Na achtereenvolgens verwijderen van een botschijf van distaal naar proximaal (zie foto's 5t/m 11, pagina 52 en 53) krijgt men voldoende indruk over het contact tussen prothesesteel en corticalis-binnenwand.

Op grond van deze gegevens menen wij te mogen stellen, dat volledig circulair contact subtrochantair nooit werd vastgesteld, intertrochantair zelden. De optimale insertie waarbij het resterend collum maximaal aan



*Foto 5*



*Foto 6*



*Foto 7*



*Foto 8*



*Foto 9*



*Foto 10*



*Foto 11*

*Endoprothese type Moore in proximale femur.  
Gewezen wordt op de ruimte tussen  
steel en corticalis-wand op de verschil-  
lende niveaus.*

voor-, onder- en achterzijde met de prothesekraag contact maakt, waarbij tevens maximaal contact wordt verkregen van de laterale steelkant met de binnenwand van de laterale corticalis, werd nimmer bereikt

Dit experiment werd bij 10 femora verricht, waarbij elk femur niet ouder was dan 65 jaar

Bekend is, dat de mergholte bij bejaarden door de optredende osteoporose ruimer is dan op jongere leeftijd (Sissons 1960, Charnley 1970) Charnley (1965, 1970) berekende het oppervlak van de contact-area tussen kraag en resterend collum in een osteoporotisch femur Dit bedroeg  $1,3 \text{ cm}^2$  In een normaal femur bedroeg dit oppervlak  $12,5 \text{ cm}^2$

Al deze gegevens — zoals de mate van osteoporose en de grootte van het totale contactoppervlak tussen prothese en corticalis binnenwand — zullen van patient tot patient variëren Naarmate het contact van de steel tegen de laterale corticalis-binnenwand groter is, zal de kracht die door de steel op de wand uitgeoefend wordt, zich over een groter oppervlak kunnen uitspreiden waardoor locale overbelastingen voorkomen kunnen worden

Opgemerkt dient te worden, dat een prothese ter hoogte van het resterend collum een groter contactoppervlak kan verkrijgen door resorptie van een oneffenheid in het resectie-oppervlak van het collum De prothese zet zich als het ware in de gunstigste positie

Dezelfde rontgenologisch vastgestelde structuurveranderingen in het proximale femur bij de losse heupendoprothesen treft men ook aan waar platen, schroeven en pennen het bot overbelasten of door losraken irriteren Deze bevindingen worden vermeld door Hickman, Clarke en Jennings (1958) die de weefselveranderingen rontgenologisch en histologisch bestudeerden na implantatie van verschillende metalen

Wij zijn van mening, dat de rontgenologische structuurveranderingen ter plaatse van het resterend collum en rondom de steelpunt voornamelijk veroorzaakt worden door overbelasting en irritatie van een losse heupendoprothese Het bot kan ter plaatse reactief reageren met nieuwvorming, echter ook met verdwijnen van beenweefsel, afhankelijk van de mate waarin het bot belast of geïrriteerd wordt Wordt het bot geresorbeerd op belangrijke afsteunplaatsen van de prothese dan dreigt instabiliteit van de prothese Deze zal van stand veranderen, waardoor de juiste

mechanische verhoudingen, nodig voor het optimaal functioneren van het heupgewricht, zich wijzigen. Een partiële belasting van het resterende collum zal tot een locale overbelasting kunnen leiden. Door de optredende botresorptie zal de prothese in varus kantelen, waardoor de koppelarm tengevolge van de belasting zal toenemen. Het gevolg zal zijn: progressieve overbelasting ter hoogte van het collum inferior en in de corticalis wand ter hoogte van de steelpunt. Bovendien zal resorptie van het bot kunnen leiden tot verkleining van het contactoppervlak tussen prothesekraag en resterend collum, met als gevolg overbelasting. Op deze wijze kan locale resorptie tot progressieve resorptie leiden, een standverandering tot een progressieve standverandering van de prothese.

De resorptie van het bot onder de prothesekraag kan ook veroorzaakt worden door onderbreking van de bloedvoorziening tengevolge van deperiosteren (Moore 1952, Judet, Lagrange en Dunoyer 1955, Aufranc 1965 en Charnley 1970).

In onze beschouwing moet ook rekening gehouden worden met de bindweefselmantel die tussen prothesesteel en de wand van de mergholte ontstaat. Dit is bij revisie-operaties een vrij constante vondst (Scales 1953, Charnley 1960, Aufranc 1965). Wij konden deze bindweefsellag, die wisselend van dikte was, in drie gevallen vaststellen, waarbij een revisie van de arthroplastiek noodzakelijk was. Van Nes (1968) spreekt over l'incompatibilité métallo-osseuse, een afweerreactie op elk vreemd lichaam. Men kan zich voorstellen, dat – naarmate de dikte van deze bindweefselmantel toeneemt – de prothese minder stabiel verankerd ligt.

Inman (1947) berekende onder meer de richting van de kracht die op de heupkop werkt bij staan op één been in drie verschillende standen van het bekken (zie tekening 5, pagina 123). Deze kracht is de resultante van het lichaamsgewicht en de heupabductorenmusculatuur en maakt met de verticaal een hoek van  $10^{\circ}$ - $15^{\circ}$ , onafhankelijk van de stand van het bekken. De reactiekracht is hieraan gelijk en tegengesteld gericht. In geval de abductormusculatuur in aanwezigheid van een intramedullaire kop-hals-prothese normaal functioneert, zou de prothesekraag een hoek van  $10^{\circ}$ - $15^{\circ}$  moeten maken met de horizontaal als de patiënt rechtop staat. Bij een insufficiënte gluteus-medius-musculatuur, dus bij een positieve test van Trendelenburg en bij een looppatroon volgens Duchenne waarbij de

patient het zwaartepunt boven de belaste heup kantelt, zou de kraag van de prothese vrijwel horizontaal moeten verlopen. De richting van de door te leiden kracht valt dan samen met de werkings-as van het femur. Naarmate de insufficiëntie van de abductormusculatuur toeneemt, des te meer zal de reactie-kracht naar de verticaal gericht zijn en des te groter zal het koppel tengevolge van het lichaamsgewicht worden op het caput femoris die de prothese in varusstand zal dwingen. Deze kanteling in varusstand kan tegengegaan worden door een langere prothesesteel te gebruiken. Hoe langer de steel, des te groter de arm van het koppel, des te kleiner de kracht, nodig om de prothese in goede positie te behouden.

Geen enkele heupprothese beantwoordt aan de eisen die gesteld moeten worden aan een mechanische bevestiging. Volgens Charnley (1970) wordt het proximale femur door de op de prothese inwerkende krachten intermitterend belast en ontlast, waardoor continue op- en neer-gaande bewegingen optreden tussen de stijve metalen prothese en het meer elastische bot. De prothesesteel wrijft langs de binnenwand van de corticalis.

Als eis aan een prothese moet gesteld worden, dat het oppervlak van de steel voldoende contact maakt met de binnenwand van de proximale mergholte. Hierdoor kunnen op de prothese inwerkende krachten over een voldoende groot oppervlak gespreid worden, waardoor de fixatie hecht zal worden.

Uit het voorgaande volgt dat er vele factoren bestaan, die het losraken van de ongecementeerde heupprothese kunnen inleiden. De mate van osteoporose, de dikte van de bindweefselmanchet om de prothese en de insufficiëntie van de abductormusculatuur worden gerekend tot de inwendige factoren, terwijl de technische uitvoering en de insertietechniek van de prothese tot de uitwendige factoren gerekend worden.

Naar onze mening moeten de insertietechniek en de technische uitvoering van de prothese optimaal aangepast worden aan de lokale omstandigheden, die van patient tot patient variëren. Bovendien dienen de uitvoering en de techniek te beantwoorden aan de eisen die voor een mechanische bevestiging of fixatie gelden.

Uitvoerig experimenteel werk is verricht om bovengenoemde nadelige invloeden die tot instabiliteit van de prothese kunnen leiden, zo gering mogelijk te maken (Moore 1943, Habousch 1952, Scales 1953, 1968, McKeever 1955, Smyth 1958, Witt 1959, 1965, Bechtol 1959, Charnley 1960, 1970, Muller 1962, 1963, Matchett 1965, Frost 1967, Contzen 1967, Masse 1968, Wagner-Marneffe 1968).

Omdat de aanpassing van de prothesesteel aan de intramedullaire begrenzing wegens de bestaande individuele variatie voor onmogelijk wordt gehouden, wordt sinds 1958 een acrylplastic gebruikt om de ruimte tussen steel en corticalis-wand op te vullen en tevens om de prothese stabiel in het proximale femur te fixeren (Charnley 1958, Parsons 1959, Muller 1962, Danielson 1965, Iselin 1965, Willenegger, Bandi, Schenk 1966, Huggler 1968, Weigert, Viernstein 1969, Postel 1969). Door gebruikmaking van deze kunststof wordt het contactoppervlak tussen prothesesteel en de intramedullaire begrenzing sterk vergroot.

Het acrylcement is geen lijm, de wijze van het gebruik verschilt dan ook totaal van die voor een lijm (Charnley 1970). Het acrylcement vult de ruimten tussen de prothesesteel en het oppervlak van de endostale corticalis op. De prothese moet vóór de cementeringsprocedure los in de mergholte passen ter voorkoming van splinging van het proximale femur. Na opvullen van de mergholte met het pasteuze acrylcement zal door de wigwerking van de prothesesteel de pasta in de spongieuse wand worden gedrongen van de mergholte. Zou het acrylcement vloeibaar zijn, dan zou het proximaal en distaal langs de prothese ontsnappen, waardoor geen stabilisatie van de prothese plaats zou vinden. Juist deze hoge viscositeit zorgt voor een nauwkeurige adaptatie aan het onregelmatige oppervlak, waarbij bottrabeculae als tanden in het acrylcement grijpen. Minder sterk spongieuse ruimten worden met het ingestuwde acrylcement gevuld. Na harding van het cement functioneert de prothesesteel, omgeven door de cementmantel, als één geheel.

Indien de aldus gecementeerde prothese wordt belast, wordt de kracht via honderden trabeculae op de endostale corticalis overgebracht. Charnley (1970) berekende, dat het contactoppervlak door de cementmantel met een factor 65 vergroot werd.

Volgens Charnley (1970) treedt er geen beweging op tussen het

cement-oppervlak en het spongieuse botoppervlak Wanneer twee materialen, die mechanisch goed in elkaar grijpen, en een verschillende elasticiteitsmodulus hebben, een gewicht van de een op de ander overbrengen, dan zal geen verschuiving in het contactoppervlak optreden Eventuele deformiteit ten gevolge van belasting zal in het zachtere materiaal optreden en wel binnen in het materiaal Zo ook met een gecementeerde heupprothese Bij belasting zal vervorming optreden niet van de mechanisch goed sluitende overgang van cement – spongieus bot, maar in het zachtere spongieuse bot Vandaar dat Charnley (1964) en Huggler (1967) adviseren de mergholte zo zuinig mogelijk uit te ruimen Dit in tegenstelling tot Scales (1968) die pleit voor een ruime curettage van de mergholte teneinde een zo stevig mogelijke wand van vitaal bot te bieden aan het cement In dit laatste geval zal evenwel naar onze mening de grip van het cement minder hecht zijn aan de wand Bovendien wordt een groter trauma veroorzaakt

Ook tussen het cement en het bot zou zich een bindweefsellaagje vormen Dit laagje is minder dik dan in geval de prothese niet gecementeed is Scales (1968) en Charnley (1970) schrijven er een bufferwerking aan toe

Charnley en Kettlewell (1965) bepaalden de relatieve beweeglijkheid van de prothesesteel ongecementeerd en gecementeerd ten opzichte van de corticalis onder axiale belasting van de kop-hals-prothese Het verschil in beweeglijkheid bedroeg een factor 200 hetgeen in een gecementeed femur overeenkomt met een verschuiving van  $1\text{ }\mu$  in een ongecementeerd femur bij eenzelfde axiale belasting van  $200\text{ }\mu$

De meest in gebruik zijnde prothesen vertonen allen een wigwerking Hiermede wordt beoogd, dat de prothese drukkrachten kan opnemen Masse (1968) en Charnley (1970) waarschuwen zowel tegen het cementeren van een gevensterde prothese als tegen het grof maken van het steeloppervlak Dit bemoeilijkt de noodzakelijke extractie van de prothese in geval van infectie en revisie-operaties

Slechts twee vergelijkende onderzoeken zijn ons bekend, die de resultaten beschrijven en vergelijken van een groep patiënten behandeld met een gecementeerde heupprothese en een groep patiënten behandeld met een ongecementeerde kop-hals-prothese (Debeyer, Goutallier,



Brichard 1968, Follacci, Charnley 1969) De vergelijking was gebaseerd op een objectieve analyse van klinische gegevens en van een kwantitatieve analyse van het looppatroon. Ofschoon de series klein zijn (20 patienten voor iedere groep) en niet volledig vergelijkbaar, kon vastgesteld worden dat de resultaten in de gecementeerde groep duidelijk beter waren dan die vastgesteld in de ongecementeerde groep. Charnley (1964) verrichtte 48 reexploraties uit een groep van 455 gecementeerde prothesen, 44 voor een vervanging van de teflonpan, 4 wegens infectie. Van alle 48 werden uitvoerige röntgenstudies gemaakt. Het bleek, dat na 1 jaar vrijwel in alle gevallen botresorptie optrad ter plaatse van het collum inferior, onder de prothesekraag. Een meetbare verschuiving tussen prothese en cementmantel en de corticalis-wand werd niet vastgesteld. Als oorzaken voor de botresorptie noemt hij

- onderbreking van de bloedsomloop in de Havers systemen door de collumresectie,
- deperiosteren,
- te royale curettage van de mergholte,
- functieverlies van de calcaneus femorale,
- polymerisatie-warmte

Een andere bevinding was, dat de binnenste corticalis-lagen vervangen werden door wijdmazige botstructuren. De corticalis zou een spongieuze structuur krijgen. Instabiliteit van de prothese werd alleen vastgesteld in geval infectie was opgetreden.

In 1968 publiceerden Charnley, Follacci en Hammond een röntgenologisch en klinisch onderzoek van 190 verrichte heuparthroplastieken, waarbij de kop-hals-prothese met acrylcement in het proximale femur was gefixeerd. De gemiddelde follow-up periode bedroeg 4 jaar. In 81,1% van de gevallen werd geen verandering vastgesteld van de uitwendige corticalis vorm, de dikte en de structuur van de corticalis. Endostale hypertrofie, overeenkomend met een toename in dikte van de corticalis ten opzichte van de totale botdiameter, werd in 2,6% van de gevallen aangetoond.

In 4,7% van de gevallen persisteerde de reeds aanwezige botatrofie (ten gevolge van rheuma). Een spoelvormige hypertrofie van de corticalis, gepaard gaande met een verandering in de uitwendige vorm van de corticalis werd in 9,4% vastgesteld. Het centrum van de spoel ligt ongeveer

2 millimeter proximaal van de prothese-steelpunt Deze spoelvormige hypertrofie zou een fysiologisch antwoord zijn op de verhoogde spanning in de corticalis ter plaatse van de abrupte overgang van de normale elastische diafyse naar het proximale femur, dat door het cement en de prothese stijf is gemaakt

In 2,2% van de gevallen was de structuur van de corticalis veranderd In deze 4 gevallen leek het röntgenologisch beeld op een chronische infectie In 44,8% van de gevallen werd een demarcatielijn tussen cement en spongieus bot vastgesteld, die in alle gevallen onderbroken was Een informatie over de ontstaanswijze wordt niet gegeven Een niet onderbroken demarcatielijn zou volgens Charnley altijd gepaard gaan met een losse cementmantel en prothese Resorptie van het collum inferior werd in 37,2% van de gevallen aangetroffen Als oorzaak wordt aangegeven

- destructie van de bloedtoevoer,
- deperiosteren van het collum tijdens het luxeren van het caput femoris

De resorptie zou ook kunnen wijzen op het feit, dat de belasting via het cement direct wordt overgedragen door de prothesesteel naar de diafyse Het collum inferior wordt mogelijk te sterk ontlast (Charnley 1968)

In alle gevallen was de lunctie van de geopereerde heup verbeterd en werd geen pijn vastgesteld In geen der gevallen werden symptomen waargenomen die zouden kunnen wijzen op het bestaan van een losse prothese

Concluderend menen wij te mogen vaststellen, dat er vele factoren in theorie en praktijk bestaan, die de fixatie van de ongecementeerde heupprothese in het proximale femur nadelig kunnen beïnvloeden Het kleine contactoppervlak tussen prothesesteel en de endostale corticalis-wand wordt als hoofdoorzaak gezien van het losraken van de prothese Voorgesteld wordt het contactoppervlak te vergroten door de ruimte tussen steel en endostale corticalis-wand op te vullen met acrylcement

Uit de vergelijkingsonderzoeken – hoewel gering in aantal en met korte follow-up periode – mag geconcludeerd worden, dat de klinische eindresultaten in de groep van gecementeerde heupprothesen gunstig afsteken bij die in de groep van de ongecementeerde heupprothesen

Uit de door ons geraadpleegde literatuur blijkt, dat de stabilisatie van de prothese met acrylcement hecht en mechanisch verantwoord is (Müller 1962, 1963, Willenegger - Bandi - Schenk 1966, Masse 1968, Wagner - Marneffe 1968, Boitzky 1969, Charnley 1970).

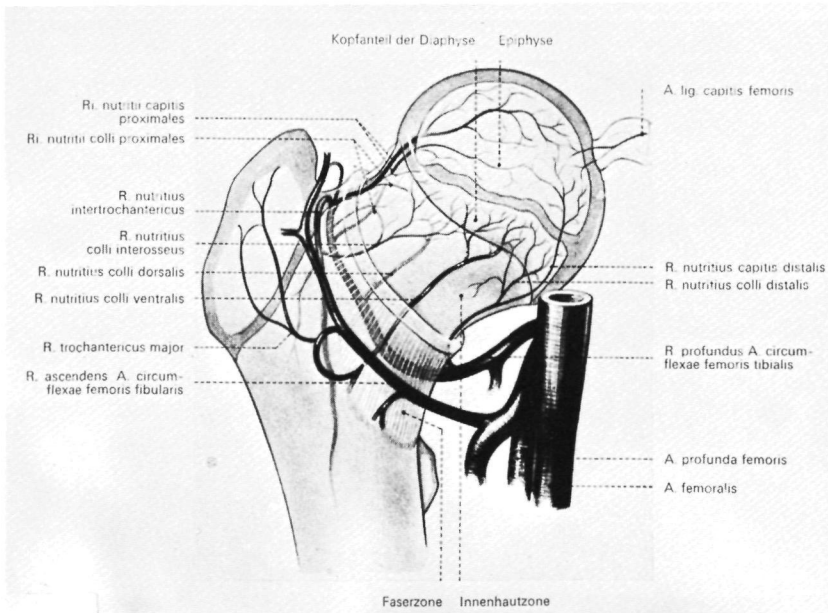
De röntgenologisch vastgestelde structuurveranderingen in het proximale femur, welke in ons na-onderzoek worden vermeld, werden voornamelijk door ons toegeschreven aan lokaal optredende overbelastingen.

Omdat in de literatuur herhaaldelijk gewezen wordt op het verband tussen vasculaire stoornissen en de hierbij optredende röntgenologische structuurveranderingen (Trueta en Cavadias 1955, Judet, J., Judet, R., Lagrange en Dunoyer 1955, Charnley 1968, Rietz 1968 en Danckwardt-Lillström 1970), menen wij, dat een korte beschrijving van de bloedvoorziening in het proximale femur op haar plaats is.



## VAATVOORZIENING VAN HET PROXIMALE FEMUR

Van belang voor de bloedvoorziening van het na de resectie resterende proximale femur-deel is de arteriële ring, gelegen ter hoogte van de distale aanhechting van de capsulaire ligamenten van het heupgewricht (zie foto 12). Een tweede en derde systeem dat het proximale femur van bloed voorziet wordt gevormd door de arteriae nutritiae en de arteriae periostales.



**Foto 12**

*Blutversorgung des Schenkelhalses und -kopfes. (Aus: v.Lanz, T., W.Wachsmuth: Praktische Anatomie, Bd.I/4. Springer, Berlin 1938)*

De ring wordt gevormd door:

- de arteria circumflexa femoris medialis, ook genoemd de ramus

profundus arteriae circumflexae femoris tibialis, gelegen aan de achterzijde en stammend uit de arteria profunda femoris.

- de arteria circumflexa femoris lateralis, ook genoemd de ramus ascendens arteriae circumflexae femoris fibularis, gelegen aan de voorzijde en eveneens stammend uit de arteria profunda femoris.

Zowel de halsbasis als beide trochanteren worden vanuit deze arteriële ring opstijgende en afdalende takken van bloed voorzien. De arteriële ring geeft verschillende groepen takjes af naar collum en caput, naar trochanteren en diafyse:

1. rami colli et capitis femoris superiores aan de achter-bovenzijde, verlopend over het collum naar de overgang benig-kraakbenig caputdeel en hier epi- en meta-fysaire takjes afgevend.
2. rami colli et capitis femoris inferiores aan de achter-onderzijde van het collum en epi- en meta-fysaire takjes afgevend.
3. de arteriae colli et capitis femoris anteriores.
4. de ramus nutritius intertrochantericus.
5. de ramus nutritius interosseus.
6. de ramus trochantericus major.

De arteria ligamentum capitis femoris, stammend uit de arteria obturatoria of uit de arteria circumflexae femoris lateralis verzorgt het caput van mediaal uit.

Synoniemen voor 1 en 2 zijn:

- bovenste en onderste synovia vaten (Müssbichler 1956),
- rami nutritii colli et capitis femoris superiores et inferiores (Nussbaum 1924),
- rami nutritii capitis et colli proximales et distales (v.Lanz 1938),
- arteriae retinaculae superiores et inferiores (Tucker 1949),
- rami cervicales ascendens proximales et distales (Crock 1965),
- rami colli et capitis femoris superiores et inferiores (Howe/Schwartz 1950),
- epi- en metafysaire vaten (Trueta 1955).

Crock (1965, 1967) stelt voor de verwarrende nomenclatuur te vereenvoudigen: hij spreekt alleen van de:

- arteriële ring van het collum,
- ascenderende cervicale vaten uit de collum ring: epifysaire en metafysaire arteriae, en van de

- arteria uit het ligamentum teres.

Over de bloedvoorziening van het proximale femur is veel werk verricht door Trueta en Harrison (1953), Trueta en Cavadias (1955), Judet (1955), Laing (1956), Sevitt (1965) en Crock (1965, 1967).

Aangenomen wordt, dat de rami colli et capitis femoris superiores als belangrijkste bloed-toevoerende vaten gezien moeten worden voor de voeding van hals en kop. Een tweede systeem, dat de bloedvoorziening van het proximale femur verzorgt, wordt gevormd door de arteriae nutritiae. Deze ontspringen uit de arteriae perforantes, die stammen uit de arteria femoris profunda of soms rechtstreeks uit de arteria femoralis.

Het aantal arteriae nutritiae wisselt bij de mens. Indien één arterie aanwezig is, treedt die op halve diafyse-hoogte binnen en geeft een opstijgende en een afdalende tak af. In geval van twee arteriae nutritiae:

- een tak proximale ter hoogte van 1/3 diafyse opstijgend, en
- een distaal, welke zich in de corticalis-wand splitst in een opstijgende en een afdalende tak.

Deze arteriën hebben de linea aspera als entree en verlopen eerst corticaal om zich daarna in de mergholte te vertakken. De opstijgende takken van de arteriae nutritiae anastomoseran met de descenderende metafysaire vaten, afkomstig uit de arteriële ring (Crock 1965, 1967).

Het derde systeem wordt gevormd door de periostale vaten, die via de arteriae perforantes stammen uit de arteria femoris profunda, begeleid door twee venae comitantes vormen ze segmentale ringen. Aan de voorzijde van het femur treft men vele onderlinge anastomosen tussen de segmenten.

Samenvattend: de bloedvoorziening van het proximale femur wordt geregeld door:

1. de arteriële ring, gevormd uit de arteria femoris circumflexa lateralis en medialis die kop en collum verzorgen.
2. de arteriae nutritiae.
3. de arteriae periostales.

De laatste twee verzorgen de corticale circulatie; beide systemen anastomoseran. De corticale vaten volgen deels de Haversse systemen, deels verlopen zij circumferent. Trueta en Cavadias (1955) gingen in dierexperimenten na wat er gebeurde, indien men één van de drie hoofdbronnen in

bloedaanvoer onderdrukte. Zij stelden vast, dat het resterende systeem (of systemen) de taak overnam. Onderbreking van de circulatie in merg en periost leidde tot een vergrote circulatie in de metafyse. Onderbreking van de circulatie in merg en metafyse vergrootte de periostale circulatie hetgeen gepaard gaat met vorming van sub-periostaal nieuw bot (Silani, Amante 1949, Marneffe 1951).

Onderbreekt men de arteriae nutritiae o.a. door middel van een Küntscherpen, dan bleek 2/3 deel van de inwendige corticalis ischaemisch te worden. Het buitenste 1/3 deel bleef door de periostale vaatvoorziening intact. Deze ischaemie was reversibel, tenminste bij dieren. Het bleek, dat de ischaemische gebieden door periostale vaten werden geïnvadeerd en hier nieuw bot gingen afzetten. Nooit trad demarcatie van de binnenste corticalis op. Deze regeneratie ging gepaard met subperiostale nieuwbotvorming.

Ook Laing (1953) wijst op het gevaar van avasculaire necrose, indien de arteria nutritia beschadigd wordt b.v. door deperiosteren, fractureren, boorgaten, uitraspen van mergholte etc. Zeker zou dit het geval zijn, indien er maar één arteria nutritia bestaat.

Judet (1955) ging de circulatieverandering na in het proximale femur na verschillende operatieve ingrepen in de heup. Dit onderzoek verrichtte hij bij cadavers en werd reeds besproken op pagina 28.

Omdat het lot van een endoprothese afhankelijk is van het omgevende levende bot is de bloedvoorziening van het proximale femur van groot belang. Volgens Smith (1958) zouden de diafyseale vaten niet naar proximaal verlopen (naar collum en caput). Het resterende collum zou voornamelijk gevoed worden door de metafysaire vaten uit de arteriële ring. Uitrassen en collumresectie zou vaak oorzaak zijn van corticalis necrose.

Volgens Collins (1954) en Judet (1955) treedt de corticalis necrose ter hoogte van het collum inferior altijd op na collumfractuur of na collumresectie. Het zou de natuurlijke prélude zijn voor resorptie of regeneratie. Daarom meent Judet, dat men de heup na het trauma pas moet belasten als de revascularisatie compleet is. Informatie wordt ons niet gegeven binnen welke termijn dit bereikt kan worden.

Zoals boven reeds vermeld is, ziet men bij onderdrukking van een of twee der drie vaatsystemen in dierexperimenten een overname door het



intact gelaten systeem. Indien de arteriae periostales intact blijven, kon worden aangetoond, dat deze vaten zich verwijdden en zich spiraalvormig kronkelden (Trueta c s 1953, 1955). Bovendien werd subperiostaal appositie van nieuwbot vastgesteld en vond na verloop van tijd vervanging plaats van necrotisch-ischaemische corticalis gedeelten, met name endostaal. Dit revascularisatie-proces geschiedt van periostaal uit naar endostaal.

Uit het voorgaande wordt duidelijk, dat operatieve ingrepen aan de heup de vascularisatie van het proximale femur nadelig kunnen beïnvloeden. Met name zal een arthroplastiek door middel van een kop-halsprothese, welke met acrylcement in het proximale femur wordt gefixeerd, een verhoogde kans hebben de metafysaire vaten en de arteriae nutritiae te beschadigen. Het cement zal de mergholte proximaal volledig afsluiten, waardoor de bloedvoorziening van de binnenste corticalis-wand ernstig in gevaar wordt gebracht. In hoeverre deze vaatafsluiting de botgroei nadelig beïnvloedt en in hoeverre regeneratie van ischaemisch geworden bot mogelijk is, zal in hoofdstuk V nader worden uiteengezet.



### ALGEMENE BESCHOUWINGEN OVER KUNSTSTOFFEN VOOR ZOVER DEZE DIRECT VERBAND HOUDEN MET DE ONDERHAVIGE STUDIE

Voor het tot stand komen van onderstaand hoofdstuk werd onder meer literatuur geraadpleegd van Smith (1947), Schouten en van der Vegt (1966), Contzen, Straumann, Paschke en Geissendörfer (1967) en Charnley (1970).

Algemeen verstaat men onder het begrip 'kunststof' een vaste stof, die uit grote organische moleculen bestaat.

Men onderscheidt: thermoharders en thermoplastics. De thermoharders verweken bij verwarming op hogere temperatuur niet meer, in tegenstelling tot de thermoplastics, waarvan de vervormbaarheid reversibel met de temperatuur verandert.

Het zijn voornamelijk organische stoffen bestaande uit de elementen: koolstof, waterstof, vaak ook zuurstof en soms stikstof, chloor en fluor. Het moleculair gewicht van de macromoleculen in een kunststof varieert meestal van ongeveer 10.000 tot 10.000.000.

Kunststoffen worden gevormd door aaneenschakeling van kleinere moleculen tot macromoleculen. Dit kan door polymerisatie, condensatie en additie. De polymerisatie is een chemische reactie, waarbij onder warmte-afgifte kleine moleculen tot reus-moleculen worden verbonden, zonder dat daarbij nog een andere stof gevormd wordt. De bouwstenen voor een reus-molecuul zijn de laagmoleculaire monomeren.

Voorwaarde voor de opbouw van een macromolecuul is, dat de grondstof die men gebruikt in staat is met gelijksoortige of andere moleculen een chemische verbinding tot stand te brengen. Naar het aantal bindingsmogelijkheden van een grondstof onderscheidt men mono-, bi- en tri-functionele grondstoffen. Bij veelvoudige koppeling van bi-functionele moleculen aan elkaar ontstaat een ketenmolecuul, een macromolecuul.

Deze macromoleculen zullen nooit geheel identiek zijn. Zij kunnen

binnen wijde grenzen variëren in ketenlengte, dus in moleculair gewicht. Wordt voor het moleculair gewicht van een polymeer bijvoorbeeld 50 000 opgegeven, dan betekent dit, dat het gemiddelde van alle in dit polymeer aanwezige moleculairgewichten 50 000 is. Voorts moet men erop bedacht zijn, dat dit 'gemiddelde' op verschillende manieren beschouwd kan worden. Bij onvertakte polymeren is vooral van belang voor de kunststof-eigenschappen de gemiddelde lengte van de macromoleculen. Een maat hiervoor is de polymerisatiegraad van het polymeer. Bijvoorbeeld: neemt men etheen als grondstof, dan is het moleculair gewicht van de grondstof  $28 \mu$ . Bij een gemiddeld moleculair gewicht van 50 000 betekent dit, dat gemiddeld per ketenmolecuul  $50\,000 : 28 =$  ongeveer 1800 monomeermoleculen aan elkaar zijn gekoppeld. Men noemt het getal 1800 de polymerisatiegraad van het polymeer.

Tussen de verschillende kunststoffen bestaan grote verschillen in de fysische eigenschappen. Overeenkomst ziet men wel in

- de over het algemeen slechte warmtegeleiding tegenover metalen,
- de thermische uitzettingscoëfficiënt, die ongeveer 10x groter is dan bij metalen,
- de relatief hoge soortelijke elektrische weerstand,
- het over het algemeen hydrofobe karakter.

Kunststoffen kunnen veranderen door inwerking van b.v. zuurstof, zonlicht, warmte, oplosmiddelen, gassen, zuren en basen. Niet iedere kunststof is even gevoelig voor deze invloeden. Inwerking van genoemde invloeden kan bij de kunststof leiden tot oplossen en de vorming van microscheuren (z.g. crazing).

## DE POLYMERISATIE

Polymerisatie is dus de eenvoudige additieve aaneenschakeling van monomeermoleculen tot macromoleculen. Polymeriseren twee monomeren van verschillend type, dan spreekt men van co-polymerisatie tot een copolymeer.

Een eenvoudig voorbeeld is etheen. Bij polymerisatie van het gas etheen  $H_2C = CH_2$  wordt de dubbele band opengeklapt en zo kunnen eventueel duizenden moleculen additief aan elkaar worden gekoppeld tot

het polymeer: polyetheen  $\text{-CH}_2\text{-CH}_2\text{-CH}_2\text{-CH}_2\text{-}$

Vele grondstoffen der polymerisatie kunnen beschouwd worden als van het type  $\text{H}_2 = \text{C} \begin{smallmatrix} \nearrow \text{X} \\ \searrow \text{Y} \end{smallmatrix}$

Zijn X en Y beide waterstof, dan betreft het dus het genoemde etheen. Daarnaast kent men onder andere het monomeer met  $\text{X=OH}$  en  $\text{Y=COOCH}_3$ , dat methylmethacrylaat heet.

Door verhitting, bestraling of toevoeging van radicaalvormers als benzoyl peroxyde wordt de polymerisatie op gang gebracht.

## DE ACRYLPOLYMEREN

De belangrijkste monomeren in deze sector zijn de methylesters van acrylzuur en methacrylzuur. De methylester van methacrylzuur is het methylmethacrylaat, waarvan het polymerisatieproduct polymethylmethacrylaat (PMMA) heet.

Methylmethacrylaat, het monomeer, is een kleurloze vluchtige instabiele en lipophyle vloeistof met een typische geur. Blootgesteld aan licht polymeriseert de vloeistof spontaan tot een vaste, glasheldere massa binnen enkele weken, een reactie die versneld kan worden door warmte-toevoer. Om deze spontane polymerisatie te voorkomen wordt aan de vloeistof een inhibitor toegevoegd, waarvoor gebruikt wordt het hydrochinon.

Om een snelle polymerisatie te verkrijgen moet een activator toegevoegd worden. Hiervoor wordt benzoylperoxide gebruikt. Onder invloed van fysische factoren, zoals warmte en ultraviolet licht, zal in aanwezigheid van de activator de polymerisatie in gang worden gezet. Onder verwarming komen zo de commerciële producten tot stand, bekend onder de naam Plexiglas, Perspex en Lucite.

Gebruikt men in plaats van bijvoorbeeld verwarming een chemische stof als initiator voor de reactie, dan spreekt men van 'Kalt-polymerisaat' in tegenstelling tot 'Heiss-polymerisaat'. Als chemische initiator kan men dimethylparatoluidine (DPT) gebruiken. Toevoeging daarvan doet de polymerisatie reeds bij kamertemperatuur snel verlopen. Tijdens poly-

merisatie komt warmte vrij en voorzover deze voor temperatuurverhoging beschikbaar komt, zorgt zij voor een extra versnelling. Voor de orthopaedie zijn er speciale 'Kalt-polymerisaat' systemen ontwikkeld. Zij bestaan uit een monomeer vloeistof, die inhibitor bevat, en een PMMA poeder waarin een extra vulstof, de activator en de initiator voorkomt. Poeder en vloeistof moeten in de gewichtsverhouding 2 op 1 worden gemengd, waarna het mengsel binnen ca. 10 minuten verhardt. Handelsnamen voor deze botcementen zijn o.a. Palacos, Simplex en C.M.W.-bone cement.

Na menging van poeder en vloeistof wordt de polymerisatie van de vloeistof door de activator en de initiator gestart, waarbij de reeds gepolymeriseerde poederdeeltjes vervlochten worden met de polymeriserende vloeistof. Er ontstaat een vast eindproduct. De polymerisatiereactie is beëindigd na het hard worden van het mengsel, dat na ongeveer 10 minuten bereikt wordt.

Tijdens de reactie treedt geen volledige omzetting op van de hoeveelheid monomeer. Het gehalte aan restmonomeer in het polymerisaat bedraagt 3--5%.

Voor medische doeleinden is de monomeer-vloeistof gesteriliseerd door filtratie en het polymeer-poeder door gassterilisatie (etheenoxyde).

In de literatuur worden de waarden van de mechanische eigenschappen opgegeven die betrekking hebben op het Heiss-polymerisaat Plexiglas. De mechanische eigenschappen van acrylcement, zoals het thans in de orthopaedische chirurgie wordt gebruikt, worden door luchtinsluitels en bloedbijmenging gewijzigd. Het is dus geen homogene substantie. Vandaar dat Charnley (1970) aanraadt het cement alleen bloot te stellen aan drukkrachten en zo min mogelijk aan trek- en buigkrachten.

## **DE POLYMERISATIEWARMTE**

Zoals boven reeds gezegd is, is de polymerisatie een exotherme reactie. Na een periode waarin het mengsel alleen maar een stijvere consistentie schijnt te krijgen, ontstaat vrij plotseling een aanzienlijke hoeveelheid warmte, waardoor de temperatuur snel oploopt tot een maximum dat

direct samenvalt met de verhardingstijd.

Wiltse, Hall en Stenehjerm (1957) bestudeerden de chemische en fysische eigenschappen van het Autopolymerisaat Paladon. Onder meer toonden zij aan, dat de snelheid van het hardingsproces afhankelijk was van de volgende factoren:

- molecuulair gewicht van het polymeerpoeder,
- de geometrie van het mengsel,
- verhouding van hoeveelheid activator en initiator,
- verhouding van hoeveelheid vloeistof en poeder,
- vochtigheidsgraad.

Door een minimale hoeveelheid monomeervloeistof te mengen met een maximum aan polymeerpoeder zal een minimale hoeveelheid aan polymerisatie-warmte ontstaan. De gebruikelijke verhouding tussen vloeistof en poeder ligt ongeveer tussen 40 gram van het poeder en 20 centiliter van de vloeistof. Men moet erop bedacht zijn, dat kleine variaties in de hoeveelheid vloeistof grote veranderingen kunnen geven in de initiële viscositeit van het acrylcement (Charnley 1970).

Wiltse e.a. (1957) stelden ook vast, dat het verloop van de temperatuurcurve varieerde en afhankelijk was van:

- de gebruikte hoeveelheid acrylcement,
- de snelheid van de polymerisatie,
- de omgevingstemperatuur,
- het omgevend materiaal,
- de snelheid, waarmee warmte kan worden afgevoerd.

Door afvoeren van de polymerisatiewarmte kon men de temperatuurspits laten dalen. Naarmate de spits lager kwam te liggen, duurde het hardingsproces langer. Zij kwamen na vele proefnemingen tot de conclusie, dat de gunstigste temperatuur waarbij men het Autopolymerisaat laat polymeriseren de lichaamstemperatuur was. Het hardingsproces duurde bij deze temperatuur ongeveer 10 minuten (Wiltse, Hall en Stenehjerm 1957, Carstensen 1960).

In de literatuur worden verschillende waarden opgegeven voor de maxima van de polymerisatietemperatuur. Deze verschillen worden naar onze mening verklaard door de verschillen in omstandigheden, waaronder de proeven worden uitgevoerd. De temperatuurspits is afhankelijk van de

totale hoeveelheid cement, de mengverhouding mono-polymeer, de vorm en de dikte van het te harden cement, de omgevende materialen evenals warmte-aan- en afvoer.

In tabel 15 worden de tot nu toe in de literatuur opgegeven temperatuurtoppen vermeld, zoals die door de verschillende onderzoekers tijdens de polymerisatie van Palacos zijn vastgesteld.

TABEL 15  
Oppervlaktetemperatuur van uitpolymeriserend palacos

Jaar van publicatie	Schrijver	Gebruikt	Temperatuur	Opmerkingen
1955	Rosenmeyer	Palacos	tot 60°C	gemeten vóór uitharding
1956	Idelberger	Palacos	60°C	geen schadelijke inwerking op contactweefsel
1956	Hoppe	Palacos	—	de polymerisatiewarmte is van weinig betekenis
1960	Carstensen	Palacos	96°C	bij kamertemperatuur en zonder warmte-afvoer gemeten
1962	Thomalske	Palacos	76°C	—
1963	Wagner, Umbach	Palacos	70°C	met warmte-afvoer
1965	Scheuba	Palacos	70-90°C	spoeling met koud fysiologisch zout
1966	Willenegger, Schenk, Bandi	Palacos	boven 90°C	—
1967	Pfeiffer	Palacos	boven 100°C	op oppervlak van een ronde kogel
1969	Ohnsorge, Kroese	Palacos	92°C	op buitenoppervlak van een bol



Ohnsorge en Kroesen (1969) bepaalden met behulp van thermo-elementen de polymerisatietemperatuur van Palacos bij kamertemperatuur. Bij een mengverhouding van 19 cc monomeer en 40 gram poeder werd in het centrum van de tot bol samengeknede massa een temperatuur van 122°C en aan de oppervlakte een temperatuur van 92°C gemeten.

In een volgende publicatie beschreven Ohnsorge en Goebel (1969) een experiment, waarbij het temperatuurverloop van de polymerisatiewarmte gemeten werd met behulp van ijzer-constantaan thermo-elementen. Voor de proef werden verse, op 37°C verwarmde humane cadaverfemora gebruikt, waarin een kop-hals-prothese was gecementeerd. De elementen werden inwendig bevestigd op de contactplaatsen tussen de corticaliswand en het acrylcement, ter hoogte van de steel (4 elementen) en uitwendig 2 op de diafyse en 1 element op de prothesekop. De maximale temperatuur inwendig liep op tot 72°C, waarbij de dikte van de cementlaag enkele millimeters bedroeg. Deze temperatuur ligt boven het coagulatiepunt van lichaamseiwitten, dat 56°C bedraagt (Lehnartz, geciteerd naar Ohnsorge 1969). Onderzoek met behulp van een elektronenmicroscop (Ohnsorge, Holm 1970) toont inderdaad eiwitbeschadigingen aan, die irreversibel zouden zijn.

In een onlangs verschenen studie beschrijven Ohnsorge en Goebel (1970) de invloed van een tot 0°C gekoelde endoprothese, type Thompson, op de polymerisatietemperatuur, wanneer deze in een cadaverfemur wordt gecementeerd. Bij calorimetrische metingen bleek, dat door deze koeling van de prothese de vrijkomende hoeveelheid warmte tot meer dan de helft werd gereduceerd. Bij thermo-electrische metingen aan verse en op lichaamstemperatuur verwarmde cadaverfemora werd aangetoond, dat bij cementering van een gekoelde heupendoprothese op het grensvlak cement-bot de maximum-temperatuur onder 56°C lag. Wel werd de duur van de uithardingstijd door deze procedure verlengd. Verder bleek tijdens de metingen, dat koeling van de prothesekop met koude fysiologische zoutoplossingen, zoals door Müller en Boitzky (1968) en door Boitzky en Zimmermann (1969) wordt voorgesteld, tot minimale dalingen van de temperatuur leidt op de contactplaatsen cement-bot.

Charnley (1970) kon in experimenten met cadaverfemora, waarin kop-hals-prothesen werden gecementeerd met behulp van thermo-ele-

menten, slechts een verhoging van 12°C vaststellen boven de starttemperatuur. Deze verhoging hield maar 38 seconden aan. Volgens hem wordt de polymerisatiewarmte ook door de omgevende bloedvaten snel afgevoerd.

## **DE VOLUMETRISCHE VERANDERINGEN**

Theoretisch beschouwd moet er krimp in de cement optreden na de polymerisatie, omdat zuiver monomeer 23% krimpt, als het polymeriseert (Contzen 1967, Loshaek en Fox 1953, geciteerd naar Charnley 1970). Deze polymerisatiekrimp zal voor orthopaedisch cement, dat ontstaat na menging van 40 gram poeder met 20 centiliter vloeibare monomeer dus ongeveer  $23/3 = 7,6\%$  bedragen. In de praktijk blijkt echter, dat het volume met 3-5% toeneemt (Charnley 1970). Deze toename konden wij na eenvoudige proeven globaal bevestigen.

## **DE RESTMONOMEER**

In het homogene eindproduct blijft een rest aan monomeer achter, welke niet tot polymeer is omgezet. Dit gehalte aan restmonomeer bedraagt 1-5% (Smith en Bains 1956, Smith 1959, Contzen 1967 en Charnley 1970). Het voorkomen van deze kleine moleculen in het polymeer is oorzaak van een lagere hardheid en een grotere buigzaamheid van het acrylcement. Volgens Smith en Bains (1956) zou het restmonomeer snel opgenomen worden door het organisme. Hoewel de oplosbaarheid in water gering is, zou het vervolgens snel uit het lichaam geëlimineerd worden.

Uit histologische onderzoeken blijkt, dat het restmonomeer cytotoxisch werkt: o.a. worden de lichaamseiwitten gedenatureerd. In hoeveelheden van 60 gram werd bij konijnen vloeibaar acrylcement intramedullair ingespoten. Wiltse, Hall en Stenehjem (1957) konden geen schadelijke invloed vaststellen ten gevolge van absorptie van het rest-monomeer op lever en nieren. In tandheelkundige publicaties wordt melding gemaakt van nadelige reacties bij inhalatie en contact van monomeer met slijmvlies

(Spealman, Main, Haag en Larsen 1945). Smith (1959) meent, dat het monomeer geen nadelige reacties toont op het mondslijmvlies. Volgens Debrunner (1953) zouden deze ongunstige reacties even goed veroorzaakt kunnen zijn door bijgevoegde kleurstoffen als door de lage omzettingsgraad. Derhalve wordt het van groot belang gezien, dat de stof goed uitgepolymeriseerd is om de cyto-toxische werking zo gering mogelijk te houden. Daarom adviseert hij het mengsel niet in vloeibare toestand te implanteren en de hoeveelheid cement nauwkeurig te doseren. Voorts toont hij aan dat zuiver, zo volledig mogelijk uitgepolymeriseerd acrylcement geen schadelijke invloed uitoefent op fibrocytenculturen. De schadelijke cyto-toxische werking van het monomeer is eveneens uitvoerig onderzocht door Hulliger (1962). Zijn onderzoek betrof de werking van de verschillende componenten van het mengsel gedurende het polymerisatiestadium en in de uitgeharde toestand in fibroblasten- en bindweefselculturen. Door hem wordt vastgesteld, dat alleen het monomeer verantwoordelijk is voor de cyto-toxische werking, niet het polymeer, de inhibitoren en de activator. Het lipophyle karakter van het monomeer vergemakkelijkt de snelle verspreiding in het weefsel. De schadelijke inwerking op merg, nier en lever en andere organen kon hij niet uitsluiten.

Charnley (1970) vermeldt rest-monomeer-bepalingen, uitgevoerd door Smith en Bains (1956) in vier verschillende autopolymerisaten. In een tijdsverloop van 58 weken bleek het gehalte aan rest-monomeer te dalen met een gemiddeld percentage van 0,3%. De uitgangswaarde daalde van 3,5 tot 3,2%. Na twee jaar bleek de daling 50% te bedragen.

## ALLERGIE

Hollander en Kennedy (1951), Fischer (1956) en Samuels (1960) stellen na gebruik van polymethylmethacrylaat contactdermatiden vast. Ook worden door hen allergische reacties vermeld na direct contact op het slijmvlies.

Volgens Malten (1960, 1964, 1968) kunnen zowel het monomeer als de daarin voorkomende inhibitoren (hydrochinon, resorcinol) en de activator, het benzoylperoxyde, sensibiliserend werken. Hij vermeldt het optreden van contact-eczeem bij tandtechnici. Sensibiliserende stoffen

hebben als eigenschap het vermogen om het materiaal waarop ze inwerken in zijn wezen van reageren te veranderen. Deze sensibiliserende stoffen kunnen contact-eczeem veroorzaken als ze op de huid komen.

Charnley (1970) betwijfelt in ernstige mate het optreden van allergische reacties na het gebruik van acrylcement. Hij steunt hierbij op een 11 jaar lange klinische ervaring met dit cement. Complicaties, die men aan allergie toeschrijft, zoals rontgenologische structuurveranderingen in de corticalis, geen groeivaststelling in weefselbiopsieën en de lange periode, voordat steriele ontstekingsprocessen worden erkend, worden volgens Charnley veroorzaakt door bacteriële infecties.

## **HISTORISCH OVERZICHT VAN HET GEBRUIK VAN POLYMETHYLMETH-ACRYLAAT IN DE HEELKUNDE**

Volgens H. Debrunner (1953) is het polymethylmethacrylaat als Heiss-polymcrisaat in 1928 voor het eerst in een Duits patentboek beschreven. Als handelsnaam wordt Plexiglas (Duits) opgegeven (Perspex = Engels).

In de jaren '30 wordt het acrylcement voor medische doeleinden gebruikt, aanvankelijk in de tandheelkunde, vanaf 1938 wordt het toegepast bij plastische neurochirurgische operaties respectievelijk voor cosmetische correcties en voor bedekking van schedeldakdefecten. Ook vindt veelvuldige toepassing plaats bij dierexperimenten (Clarke en Wentsler 1938, Walker 1945 geciteerd naar Contzen 1967).

In 1939 en volgende jaren wordt het acrylcement als interpositiemateriaal gebruikt voor de operatieve behandeling van coxarthrose. Max Lange gebruikte plexiglaskappen, die hij over het caput femoris plaatste. Zelfs de vitallium cup van Smith-Petersen maakte plaats voor een cup vervaardigd uit plexiglas.

In 1941 vermeldde Kleinschmidt (1941) en Woolf en Walker (1945) het eerste plexiglasgebruik voor reconstructie van schedeldakdefecten bij de mens.

Sinds 1943 experimenteerden de gebroeders Judet met een heupkop-endoprothese van plexiglas. In 1946 werd de eerste prothese bij een patient geïmplantéerd. De eerste publicatie hierover verscheen in 1950. In

dit zelfde jaar verscheen de eerste zwitserse publicatie over het gebruik van de Judet-prothese bij 70 patiënten. In de volgende jaren worden talloze publicaties uitgegeven over het gebruik van plexiglas-prothesen in de chirurgie, over de chemische en mechanische eigenschappen van het polymethylmethacrylaat en wordt melding gemaakt van vele histomorfologische onderzoeken en de resultaten daarvan.

Endler (1953) waarschuwt als eerste voor het gebruik van de plexiglas-prothese wegens het veelvuldig optreden van vermoeidheidsfracturen in de prothese. Hij pleit voor statisch-dynamische onderzoeken van de heupprothese en voor beter en gedegen onderzoek van het prothesemateriaal. Hieruit vloeide onder meer voort, dat de bestaande plexiglas-prothese gevalgiseerd werd teneinde de optredende schuif- en buigspanningen te verminderen. Gevolg was, dat er minder vermoeidheidsfracturen in de prothesesteel optraden.

Endler (1953) wijst voorts op de betekenis van korte ketens, die in het polymeer kunnen bestaan. Deze zouden de polymeer labieler maken en de fysische eigenschappen, zoals de taatheid en buigzaamheid ongunstig beïnvloeden. Aangenomen moet worden, dat de chemisch labiele korte ketens in de acrylpolymeer onder invloed van de jarenlange inwerking van de extracellulaire vloeistoffen gesplitst kunnen worden en aanleiding kunnen geven voor een chronische ontstekingsreactie (Endler 1953, Debrunner 1953).

In de tandheelkunde werd de chemische houdbaarheid onderzocht en langer dan 15 jaar bevonden.

In sectiepreparaten werden door Henrichsen - Jansen - Krogh - Poulsen (1952), Endler (1953) en Debrunner (1953) microscheuren vastgesteld in de acryl-prothesen. Bovendien werden op het boloppervlak van de prothese slijtfacetten aangetoond. In de directe omgeving van de prothese werden in het weefsel stofdeeltjes van acryl aangetroffen, die ter plaatse aanleiding gaven tot vreemdlichaamreacties. Materiaalonderzoek wees uit, dat ongelijkmatige wisselbelastingen van de prothese en wrijving leidden tot het ontstaan van vermoeidheidsfracturen. Volgens Debrunner (1953) zouden tijdens de polymerisatiereactie spanningen in het plexiglas optreden, die later aanleiding gaven tot het ontstaan van corrosie. Dit zou samenhangen met het ontstaan van krimp. Corrosie leidt tot moleculaire structuurveranderingen aan het oppervlak en inwendig. Deze kunnen het

ontstaan van microscheuren en breuk inleiden. Deze processen kunnen versterkt worden door het contact van het acryl met de extracellulaire vloeistoffen.

Als feilen van het plexiglas werden vastgesteld:

- niet bestand tegen ongelijkmatige wisselbelastingen en wrijving,
- corrosie,
- vreemdlichaamreactie.

Henrichsen - Jansen en Krogh - Poulsen (1952) onderzochten de reactie van acrylcement op het beenweefsel. Zij spoten hiertoe bij varkens acrylcement intramedullair in de lange pijpbeenderen. Onderzoek van de sectiepreparaten toonde een zeer hecht contact aan van het cement en het bot, waartussen zich een dun bindweefselvlies had gevormd. Mechanisch was het cement moeilijk te verwijderen. In een volgend experiment spoten zij bij 40 varkens de femora en femurkoppen op met verschillende soorten acrylcement. Na drie maanden werd autopsie verricht. Bij alle dieren bleek hecht contact te bestaan tussen bot en cement, macroscopisch zag men geen reacties, mechanisch was de cement moeilijk te verwijderen. Röntgenologisch werden geen sclerose en ophelderingen gezien. In ont-kalkte coupes bleken er in enkele gevallen ruimten te bestaan tussen bot en cement, welke met reactieloos bindweefsel was opgevuld. In latere stadia verdween dit bindweefsel en werd vervangen door spongieus, lamellair bot. Op sommige plaatsen bleek er een direct contact tussen bot en cement te bestaan zonder een intermediaire bindweefsellaag. Volgens genoemde auteurs zou – naarmate de postoperatieve fase voortschrijdt – het contact hechter worden, het bindweefsel uiteindelijk verdwijnen.

Voorts experimenteerden zij met verschillende soorten acrylprothesen, onder meer voor femurkoppen, mandibula-, radius- en humeruskoppen. Deze gewrichtsvervangingen door acrylprothesen faalden overeenkomstig de experimenten van Wiltse, Hall en Stenehjem (1957). Ook in de kliniek bleven de mislukkingen niet uit.

Buxton en Waugh (1953) wijzen in een na-onderzoek van 100 Judet-prothesen op haematomen, dislocaties, peri-articulaire verkalkingen, steelfracturen en thrombosen. Met name zouden de herhaalde dislocaties en steelfracturen wijzen op de slechte mechanische bouw van de prothese.

Merle d'Aubigné en Postel (1954) beschrijven hun ervaringen van 621 Judet-prothesen. Als complicaties worden door hen opgesomd:

- steelfractuur
- dislocatie en subluxatie
- botresorptie rondom de steel
- varusdeformiteiten
- losraken van de prothese
- pijn
- kopfragmentatie
- peri-articulaire verkalkingen
- vreemdlichaamreactie

Dezelfde complicaties worden gezien bij Mendelsohn en Alban (1954).

Shepherd (1954) deed een na-onderzoek van 650 heuparthroplastieken waaronder 79 Judet-prothesen. Na gemiddeld 4 jaar noemt zij het resultaat van 50% der gevallen een slecht punt. In 1956 trachtte Chiari door veranderingen in de Judet-prothesen aan te brengen de mechanische bezwaren te ondervangen door de steel te verdikken en de prothesen meer te valgiseren.

Bürckle de la Camp wijst op de vele slijtfacetten die al snel optreden na belasting en wrijving. Lippmann (1957) wijst op slijtage, scheuren, breuken, instabiliteit en teleurstellende resultaten betreffende de heupbewegingen. Hij wijt de complicaties voornamelijk aan algemeen verkeerde techniek en inherent aan de prothese. In 1958 beschrijven Hierton en Morscher de matige successen welke werden geboekt bij voorgaande heupoperaties als die van Kocher (1896), Lorenz (1919), Whitman (1921), Colonna (1935), Pauwels (1935), McMurray (1936), waarbij zo nauwgezet mogelijk gestreefd werd naar anatomische vorm en functieherstel. Zelfs de Judet-prothese bleek geen succes, met name in de coxarthrosebehandeling. Als complicaties bij 62 Judet-prothesen werden 13 maal fractuur van de prothese, 6 maal dislocatie en 3 losse prothesen door hen vastgesteld.

In 1958 wijst Chapchal in een na-onderzoek van 180 verrichte Judet-arthroplastieken op de botresorptie rondom de steel, het herhaaldelijk disloceren van de prothese, op de peri-articulaire verkalkingen en op acrylose. Als oorzaak vermeldt hij het insufficiënt materiaal en de mechanische ondeugdelijkheid van de prothese.

Wittebol (1962) vermeldt in een na-onderzoek als complicaties het losraken van de prothese en protrusio van de prothese in het acetabulum.

Hohmann (1963) wijst op:

1. het minderwaardig acryl,
2. het gevaar voor onvolledig uitgepolymeriseerd acryl,
3. onvoldoende weerstand tegen wrijving, vreemdlichaamreactie en granuloomvorming.

Anderson, Waring en Hamsa (1964) stellen in een na-onderzoek eveneens een hoog percentage losse acrylprothesen en prothesesteelbreuk vast. Ook wijzen zij op de uitgebreide vreemdlichaamreactie. Geleidelijk verdween de plexiglas-heupprothese naarmate duidelijker werd, dat de mechanische eigenschappen onvoldoende bleken. Ook al werden de prothesen met staal gearmeerd, ze konden uiteindelijk geen weerstand bieden tegen de wrijving en hoge wisselbelasting. De acryl desintegreerde, materiaalpartikels leidden tot acrylose, spanningscorrosie gaf aanleiding tot optreden van scheuren en fracturen.

Naast de plexiglas-endoprothese ontwikkelde men talloze metalen heupendoprothesen. In deze veelheid hebben de prothesen van A. Moore, F. Thompson en Eicher tot nu toe de voorkeur behouden. Echter ook bij het gebruik van de metalen prothesen bleek, dat de biomechanische problemen, waarmee men te maken kreeg, niet opgelost werden. De verankering van de endoprothese bleef het hoofdprobleem.

Het gebruik van het *autopolymerisaat* Palacos wordt voor het eerst beschreven in 1954 door Rosenmeyer en Idelberger die de stof gebruikten voor reconstructie van schedeldakdefecten en voor het conserveren van bot en vaten.

Spence (1954) wijst op de grote voordelen bij gebruik van autopolymerisaat voor schedeldakreconstructies. De plastic is röntgendoorlaatbaar, de hardheid is vrijwel gelijk aan die van bot en de 'form-fitting'-mogelijkheid sluit het defect waterdicht af. Op het electro-encephalogram werden geen nadelige invloeden vastgesteld. Hij gebruikte het autopolymerisaat voor vervanging van tumoreus bot, na trepanaties, bij posttraumatische epilepsieën en voor cosmetische reconstructies.

Carstensen en Cain (1960) conserveerden bot en vaten in het autopolymerisaat Palacos. Fysisch-chemische veranderingen van de transplantaten werden door hen niet vastgesteld.

Charnley (1960) paste als eerste het autopolymerisaat toe voor de fixatie van de intramedullaire kop-hals-prothese in het proximale femur. Incidenteel was het autopolymerisaat reeds eerder toegepast door Kiaer en Jansen (1951) en door Habousch (1952) echter alleen voor fixatie van een acrylcup ter vervanging van het gewrichtskraakbeen van het caput femoris.

Göhring (1960), Wagner en Umbach (1963) gebruikten met goed



resultaat het autopolymerisaat Palacos voor plastisch-chirurgische operaties aan het schedeldak. Granulatievorming, fistels en sequestering werden bij 28 behandelde patiënten nimmer gezien, in tegenstelling tot bij het gebruik van geperforeerd vitallium en tantalum. Goede resultaten worden eveneens gemeld door Rau (1963), Morris (1966) en Knight (1967), die het polymerisaat onder meer gebruikten voor plastische reconstructies, fixatie van kop-hals-prothesen en ter stabilisatie van hals-wervelfracturen.

De voordelen van het Palacos bij pathologische fracturen van de extremiteiten wordt uitvoerig beschreven door Scheuba (1965; 1967, 1969). De intramedullaire cementering en versterking van de fractuur met een plaat kan leiden tot een snelle mobilisatie van de patiënt. Ook van Dijk (1967) maakt over deze wijze van fractuurbehandeling melding. Op eenzelfde manier kunnen collumfracturen ten gevolge van osteoporose behandeld worden (Schenk, Willenegger en Bandi, 1966, Boitzy 1969).

Müller en Pfeiffer (1967) vermelden het gebruik van Palacos ter stabilisering van een spondylodesis posterior. Zij wijzen op de direct aanwezige rigide fixatie, die een vroege mobilisering van de patiënt mogelijk maakt zonder uitwendige fixatie.

Boitzy (1969) doet wat betreft de snelle mobilisatie overeenkomstige mededelingen. Hij beschrijft de behandeling van pertrochantere fracturen op oudere leeftijd. Het osteoporotisch collum en de trochanterstreek worden met Palacos geplombeerd. Een hoekplaat wordt in het cement gedreven, die de fixatie van de fractuur volledig maakt.

## **WEEFSELREACTIES**

Menegaux, Virenque en Vernes (1935) onderzochten in weefselculturen de verdraagzaamheid van plexiglas en metalen. Eenzelfde onderzoek werd verricht door Debrunner (1953). Bij deze experimenten, waarbij gelet werd op cel vitaliteit, eventueel optredende verminderde groei en storingen in de cel- en kerndeling, trof men — vergeleken met de controle-culturen — geen wezenlijke veranderingen aan. Genoemde stoffen werden door de weefsels goed verdragen. Histologisch onderzoek van sectiemateriaal werd verricht door Henrichsen, Jansen, Krogh, Poulsen

(1952) en Laing en Ross (1952). Zij beschreven onder meer de histologische bevindingen van een acrylprothese-reactie op het omgevende weefsel.

Debrunner verrichtte een na-onderzoek van geopereerde patiënten, bij wie een Judet-endoprothese was geplaatst. Röntgenologisch werd na drie maanden een kalkhoudende grenslamel om de steel gezien, tevens atrofie van het resterend collum. Bij macroscopisch onderzoek bleek de steel van de prothese hecht verankerd te zijn in een bindweefselmembraan van wisselende dikte. Bij histologisch onderzoek bleek het membraan te bestaan uit drie lagen:

- a. de buitenste laag (tegen het bot): dit leek op periost:
  - collageen + fibrocyten
  - capillairen + grote vaten
  - straal-bindweefsel
  - circulaire botlamellen
  - aan de binnenzijde osteoblasten
- b. middelste laag bestond uit:
  - collageen bindweefsel + fibrocyten met weinig capillair weefsel
- c. binnenste laag (tegen de steel):
  - een vreemdlichaamkapsel, die al naargelang de mechanische belasting uit vast vezelig bindweefsel bestond al of niet met proliferatieve reacties; hoe groter de mechanische irritatie, des te sterker bleken deze proliferatieve veranderingen.

In alle lagen werden enkele necrotische beenbalkjes en osteoblasten gezien. Bij alle onderzoeken (na 1 jaar) overheersen de opbouwelementen die van botafbraak. In het bot trof hij naast lacunaire botafbraak ook intensieve nieuwvorming aan. Overeenkomstige gunstige bevindingen over de weefselverdraagzaamheid bij onbelast plexiglas in weefselculturen werden volgens Debrunner (1953) beschreven door Mackenzy (1945), Spealman (1945), Beck (1945), Treon (1949), Gaini (1950), Henrichsen (1952) en Virenque (1957).

In dierexperimenten implanteerde Debrunner (1953) subcutaan plexiglas. Bij histologisch onderzoek van de sectiepreparaten werd na enkele dagen om het acryl oedeem en hyperaemie vastgesteld. Na 1–2 weken vormde zich granulatieweefsel. Na 4–6 weken ontstonden bindweefsel, capillaire en lymphocyttaire infiltraties en vreemdlichaamreacties. In geen

der gevallen kon men proliferatieve bindweefselvorming aantonen, evenmin werd sclerose vastgesteld.

In historilogische preparaten van sectiemateriaal stelden Idelberger en Rosenmeyer (1954) een goede verdraagzaamheid van het weefsel vast voor belaste acrylprothesen. Ook in cel- en weefselculturen werd een normale groei aangetoond in aanwezigheid van deze kunststof.

Collins (1954) verrichtte een post mortem onderzoek op acht femora, waarin een acrylprothese was geplaatst, type Judet. Bij alle preparaten bleek de steel gevat in een macroscopisch zichtbaar vlies. Hij beschreef een microscopisch onderzoek over de opeenvolgende gebeurtenissen (reparatieve processen) in het proximale femur na implantatie van de acrylprothese.

Na 14 dagen: fibroblasten + capillaire ingroei in de mergruimte.

Na 18 dagen: afzetting van osteoid weefsel.

Na 23 dagen: bindweefselmembraanvorming, vorming van botlamellen parallel aan de asrichting.

Na de 56e dag: steel omgeven door nieuw bot.

Tekenen van toxiciteit en ontsteking werden niet gezien. Voorts meende hij, dat osteoporose en botresorptie ontstaan ten gevolge van het zich niet aanpassen van het bot aan de nieuwe mechanische krachten.

Oppenheimer (1955) implanteerde verschillende soorten polymeer, waaronder polymethylmethacrylaat, gemerkt met  $C^{14}$ , bij ratten. Hij kon van het polymethylmethacrylaat na 54 weken nog radioactiviteit aantonen in de urine. De kunststof werd dus volgens Oppenheimer heel langzaam afgebroken.

Hoppe (1956) wees er op, dat de fysische en chemische eigenschappen van het materiaal de weefselreactie na impantatie bepalen. Zijn onderzoek richtte zich voornamelijk op de blijvend toxische werking van geïmplanteerd polymethylmethacrylaat, in tegenstelling tot de vele onderzoeken die de directe gevolgen van het materiaal nagingen. Hij implanteerde hiervoor bij muizen en ratten visceus acrylcement subcutaan en intramusculair. Na 13 maanden werden de grensvlakken cement—weefsel histologisch onderzocht. Hij stelde onder meer vast:

De aanvankelijk cyto-toxische werking van het monomeer, welke zich manifesteerde door plaatselijke necrose en ontstekingshaarden, oedeemvorming en vasodilatatie, leidt na  $\pm 3$  weken tot vorming van een

bindweefselmembraan, welke in het begin celrijk is, met name lympho- en leucocyten, geleidelijk vezeliger en meerlagig wordt en celarm. Na 6 weken ontstaan reuscellen en macrofagen. De primair aseptische necrose leidt snel tot een bindweefselmembraan. Een voortschrijdende toxische werking werd niet vastgesteld. Partikels cement vond men in de macrophagen, hetgeen wijst op afbraak van het cement. Ook Debrunner (1953) stelde dit vast. Volgens hem zouden de reuscellen ontstaan uit onnipotente mesenchymale cellen. De cytoplasmatische delingsremming zou niet toxisch bepaald zijn, maar zou een uitdrukking zijn van een verhoogd metabolisme van de cel. Na intramedullaire injecties met acrylcement bij dieren bleek, dat het cement na enkele weken omgeven was door een laag nieuwgevormd bot. Tussen het cement en de endostale corticalis vormde zich een dun bindweefselmembraan (Hoppe 1956).

Heinze (1956) stelde vast, dat hoe zuiverder de te implanteren stof was, des te geringer de reactie van het gastheerweefsel was. Met name wees hij op de additiva als kleurstoffen, weekmakers, stabilisatoren en katalysatoren.

Gierhake (1956) meende, dat de histologisch vastgestelde weefselreacties rondom de Judet-prothese veroorzaakt worden onder andere door het niet volledig uitgepolymeriseerd zijn van het polymethylmethacrylaat, door de geleidelijke afbraak van de kunststof en door ongunstige belastingsmomenten van de prothese. Jaren na de implantatie toonde hij nog tekenen aan, die wijzen op een chronische ontsteking, zoals:

- peri-vasculaire lymphocytair infiltraten,
- reuscellen en macrofagen,
- progressief granulatieweefsel.

Contzen (1963) stelde vast, dat de vorm van het implantaat de uitbreiding van de bindweefselreactie beïnvloedt. Met name impermeabele concave vlakken gaven aanleiding tot een dikkere membraanvorming dan platte en convexe vlakken. Grootte en dikte beïnvloedden de reactie niet. Porositeit van de kunststof leidde tot minimale uitbreiding van de membraanvorming. Algemeen werd vastgesteld, dat om oneffenheden, hoeken en kanten de cellige infiltraties bleven bestaan in het bindweefselkapsel. De uitgebreidheid van de bindweefselreactie was verder afhankelijk van:

- chemische stabiliteit van de kunststof,

- reactief vermogen van het gastheerweefsel,
- fixatiewijze van het implantaat (stabiliteit van het implantaat),
- aseptisch milieu.

Oettel (1963) meende, dat de hoogmoleculaire polymeer van methylmethacrylaat, mits volledig uitgepolymeriseerd, biologisch indifferent is. De lichaamscellen worden niet gepenetreerd, enzymreacties zouden de polymeer niet aantasten. Door bijmenging van inhibitoren en een activator, van pigment en weekmakers kunnen de biologische eigenschappen verschillen. Voorts wijst hij op de mogelijkheid dat kunststoffen in het lichaam passieve veranderingen kunnen ondergaan door bijvoorbeeld wateropname en oplossen van het monomeer in een lipofiel milieu. Hierdoor neemt de stabiliteit van de kunststof af. Juist onder belasting zou dit na jaren progressief worden.

Mittelmeyer (1964) gaf een uitvoerige beschrijving van de weefselreactie rondom 14 geobduceerde Judet-prothesen. De reactie van een onbelaste prothese bleek mechanisch en chemisch vrijwel nihil te zijn. Ook hier zag men tussen acrylsteel en omgevend weefsel een bindweefselmembraan. Bij functionele belasting werden aan het weefsel duidelijke reactieve veranderingen afhankelijk van de duur vastgesteld rondom de steel:

- een bindweefselmembraan met gedifferentieerde lagen,
- een gedifferentieerde bot-ombouwzone concentrisch om de steel.

De bindweefselmembraan steunt naar buiten af op een spongieus netwerk, dat zich loodrecht richt op de kanaalwand. In de concentrisch aangelegde spongiosastructuur vormt zich parallel aan de kanaalas een botverdichting (kalklijn, neocorticalis).

Naast lacunaire botresorptie zag men ook osteoidafzetting op de nieuwgevormde spongiosatrabekels. De ombouwprocessen overheersten de resorptie. Verstoring hiertussen zou kunnen optreden door:

- ongunstige mechanische belasting → te hoge druk
- seniele osteoporose → hierbij is de ombouw altijd traag
- osteomalacie → afbraak groter dan ombouw.

Contzen (1967) wees op de mogelijkheid, dat de moleculaire structuur van het plexiglas kan veranderen door het contact met de intra- en extracellulaire vloeistoffen. Hierdoor zou zich de stabiliteit van de kunst-

stof wijzigen. Voorts wees hij op het goed laten uitpolymeriseren van de kunststof teneinde de invloed van de cyto-toxische monomeer zo gering mogelijk te houden. Hoe heftiger de weefselreactie, des te dikker bindweefselmembraan vormt zich tussen de steel en de botwand en des te groter is de kans op het losraken van de prothese.

Bij het gebruik van autopolymerisaten moet rekening gehouden worden met een thermisch veroorzaakte ontstekingsreactie (Pfeiffer 1967). De ontstane warmte wordt hoofdzakelijk bepaald door de hoeveelheid gebruikt cement. Het niet volledig uitgepolymeriseerde cement (en mogelijk de hoeveelheid rest-monomeer) veroorzaakt de chemisch-toxisch bepaalde ontstekingsreactie (Contzen 1967, Pfeiffer 1967).

Door Willert en Schreiber (1969) wordt een morfologische beschrijving gegeven van de weefselreactie in het proximale femur na cementering van kop-hals-prothesen. Zij beschikten hiervoor over sectiemateriaal van patiënten, die een arthroplastiek van de heup hadden ondergaan. Deze beschrijving blijkt niet wezenlijk te verschillen met die van Henrichsen (1951), Debrunner (1953), Collins (1954), Hoppe (1956), Gierhake (1956), Mittelmeyer (1964) en Charnley (1970). Samenvattend wordt door hen gesteld, dat:

- het autopolymerisaat hecht verankerd was aan het bot,
- er een geringe vreemdlichaamreactie in het weefsel werd vastgesteld,
- zich tussen het cement en de endostale corticalis een dun bindweefselmembraan gevormd had, dat wisselend van dikte was, waarin zich fibroblasten en fibrocyten, lymphocyten en plasmacellen bevonden, in de membraan lagen aan de cementzijde reuscellen, aan de corticalis zijde jong gevormd bot, waarnaast osteoidafzetting aanwezig was.

Ondanks de aanwezigheid van osteoclasten maakte het bot een vitale indruk. De botaanmaak overheerste de afbraak. De aanwezige osteoporose kwam tot uiting door verbreding van de interlamellaire ruimten. De corticalis in het proximale femur kreeg een structuur, die spongiesus van karakter was.

Willert en Schreiber (1969) onderzochten eveneens de reactie van het autopolymerisaat op de weke delen. Het bleek, dat deze reactie zeer hevig was en permanent aanwezig bleef. Er werd veel fibrineus exsudaat en veel littekenweefsel gevormd. De verankering van het cement bleek slecht te zijn.

Ohnsorge en Goebel (1969) stelden na cementering van kop-hals-prothesen histologische weefselbeschadigingen vast in het bot, dat direct aan het cement grensde. Na verloop van tijd toonden zij een duidelijke regeneratie aan van het beschadigde weefsel.

Ohnsorge en Holm (1970) bestudeerden het contactoppervlak van cement met spongiosa met behulp van een electronenmicroscop teneinde de nadelige invloed na te gaan van de polymerisatiewarmte op het bot. Zij konden structuurveranderingen vaststellen in de spongiosatrabekels. De door hen vastgestelde veranderingen in de oppervlakkige structuren van de spongiosatrabekels onmiddellijk grenzend aan het cement werden volgens hen vermoedelijk veroorzaakt door coagulatie van eiwitten. Een chemische beschadiging door de rest-monomer van het uitgeharde polymerisaat kon niet met zekerheid worden uitgesloten.

In een uitvoerige studie werden door Charnley (1970) de histologische bevindingen beschreven, verkregen in een tijdspanne van 2 weken tot 7 jaar na insertie van 23 gecementeerde heupprothesen in humane femora. Aangevoerd kon worden de geleidelijke overgang van gewichtsoverdracht via necrotisch bot naar de uiteindelijke overdracht via nieuw gevormd fibreus kraakbeen. Dit fibreuze kraakbeen zou onder invloed van mechanische druk op het bindweefsel ontstaan, waar het gecompriëerd ligt tussen het cement en de endostale corticalis. Op deze plaatsen, waar overdracht plaats vond van druk, bestaat tussen het cement en het nieuwgevormde fibreuze kraakbeen direct contact. In deze fibreuze kraakbeen-areas trof hij verbeningskernen aan, die contact hadden met het onderliggende corticale bot. Op plaatsen, waar het bindweefsel te dik en te week bleek om druk over te dragen, lag het cement bedekt met een dunne laag vreemdlichaamcellen. In geen der gevallen werden ontstekingsreacties vastgesteld. Vetdepots lagen in de directe nabijheid van het cement, hetgeen zou wijzen op afwezigheid van chemische irritatie.

Uit de klinische resultaten van de betrokken patiënten concludeerde Charnley (1970), dat de geleidelijke gewichtsoverdracht van necrotisch spongieus bot naar nieuwgevormd fibreus kraakbeen plaatsvond zonder een periode van instabiliteit van de prothese. Het fibreuze kraakbeen zou zich al vormen, terwijl het mechanische contact tussen het cement en het originele spongieuze bot nog effectief was.

Resumerend kan gesteld worden, dat – rekening houdend met de verschillen in gebruikte plastics bij bovengenoemde experimenten, hun vorm en fysische toestand tijdens de implantatie, in de soorten proefdieren en het verschil in tijdstip van het onderzoek – over het algemeen overeenstemming bestaat betreffende de resultaten, verkregen tijdens de onderzoeken. Met name worden geen ontstekingsreacties en tekenen van toxiciteit van blijvende aard vastgesteld. Rekening moet worden gehouden met weefselreacties, chemisch en mechanisch veroorzaakt, welke kunnen resulteren in locale toxische beschadigingen en in de vorming van een bindweefselmembraan en vreemdlichaamreuscellen.

## **MALIGNE ONTAARDING**

Turner (1941) beschreef als eerste sarcoomvorming na intraperitoneale implantatie van de kunststof bakeliet.

In de volgende jaren verschijnen publicaties over carcinogene effecten, die werden aangetoond na implantatie van zuivere polymeer, monomeer en de metabolieten, waaronder ook het polymethylmethacrylaat (Druckrey en Schmahl 1952, Zollinger 1952, Oppenheimer 1955, Laskin, Robinson en Wernmann 1954).

Oppenheimer (1955) implanteerde steriele, geperforeerde filmstukjes, korrels en poeder van polymethylmethacrylaat, subcutaan bij ratten en muizen. In 20% der gevallen werd een mesenchymale tumor gevonden. De latentieperiode was 581 dagen. Volgens schrijver ontstond de tumor afhankelijk van de grootte en dikte van het implantaat, onafhankelijk van de perforaties en van de vorm. De carcinogene werking lag niet in het monomeer, niet in de vrije radicalen van de activator en niet in de polymeermetabolieten (onderzoek met  $C^{14}$ ). Het monomeer wordt snel en direct uitgescheiden in tegenstelling tot polymeer, dat zelfs na 1 jaar in de urine wordt aangetoond. Het polymeer wordt geleidelijk afgebroken. Na implantatie van monomeer alleen werd geen maligniteit aangetoond. Volgens schrijver moet de oorzaak ook gezocht worden in de interactie tussen het polymeer en zijn afbraakproducten.

Polymeer wordt geleidelijk afgebroken, waarbij vrije radicalen ontstaan, die de nucleinezuren denatureren. Deze afbraakproducten zouden



kunnen leiden tot carcinogene effecten (Oppenheimer 1955). Met deze theorie is in overeenstemming de lange latentieperiode voor het ontstaan van een tumor en de lange tijd vóórdat een polymeer uiteenvalt.

In overeenstemming met de onderzoeken van Druckrey en Schmähl (1952), Nothdurft (1955, 1961, geciteerd naar Contzen 1967) en Oppenheimer (1955) kon Heinze in 1956 geen specifieke carcinogene werking vaststellen van het monomeer methylmethacrylaat. In 1952 had Oppenheimer reeds aangetoond, dat cellophaan, polyvinyl, nylon en supramid carcinogeen werkten.

Zollinger (1952) vond na implantatie van acryl in de nierkapsel tumoren. Als aetiologische factor wees hij op de verhoogde druk in het nierkapsel.

Druckrey en Schmähl (1952) meenden, dat de macromoleculaire opbouw van het polymeer carcinogeen werkt. Nothdurft c.s. (1955) toonden sarcomen aan bij ratten en muizen na implantatie van goud, zilver en platina. Zijn theorie over het ontstaan van de tumoren was, dat zuurstofarmoede in het bindweefselkapsel om het implantaat oorzakelijk werkt. Volgens hem zou niet de chemische structuur van het implantaat verantwoordelijk zijn voor de sarcoomvorming. Elke lichaamsvreemde stof vormt bij ratten sarcomen als deze een bepaalde grootte heeft en zich vrijwel reactieloos inbouwt. Schinz en Hueper (1955) toonden sarcomen aan bij ratten na implantatie van poedervormig chroom, cobalt en nikkel.

Experimenten van Nothdurft (1955) stelden vast, dat subcutane implantaties van gladde impermeabele polymethylmethacrylaat-folies van bepaalde vorm en grootte het hoogste percentage sarcomen opleverde. Implantatie van geperforeerde folies gaf in de helft van de gevallen sarcoomvorming, kogel- en staafvorming in een derde van de gevallen. Na implantatie van poedervormig polymethylmethacrylaat ontstond een gering aantal sarcomen.

Zijn theorie over de ontstaanswijze van de tumoren werd ondersteund door Goldblatt en Cameron (1953). Geperforeerde folies gaven duidelijk minder tumoren, het zuurstofgebrek in het bindweefselmembraan was hier ook minder (Oettel 1959). Het sarcoom ontstond pas na een latentietijd van ongeveer 12 maanden = de helft van de levenstijd van een rat.

De resultaten van dierexperimenten kan men niet zonder meer betrekken op de mens. De rat heeft een sarcoom-‘Bereitschaft’.

Brunner (1959) meende, dat het ontstaan van tumoren na implantatie van kunststoffen voornamelijk bepaald wordt door de vorm en grootte van het implantaat en onafhankelijk is van de soort materiaal. Hij deed vrijwel dezelfde implantatieproeven als Laskin, Robinson en Wernmann (1954); hij implanteerde echter een koud-polymerisaat (meer rest-monomeer) en intraperitoneaal. Hij zag een geringer aantal tumoren. Ook de implantatieproef van Nothdurft (1955) ging hij na. Ook hier vond Brunner (1959) andere resultaten. Naarmate Nothdurft meer per dier implanteerde, ontstonden er des te meer tumoren. Brunner kon dit niet bevestigen. Hij stelde, dat het van belang was te weten, welke rattenstam gebruikt werd en of men een Heiss- of een Kalt-polymerisaat implanteerde. Morphologisch bleken de tumoren:

- goed begrensd te zijn,
- een glad oppervlak te hebben,
- weinig metastasen te vormen,
- zelden te infiltreren,

hetgeen overeenkomt met de bevindingen van Oppenheimer (1955). Vandaar dat hij voorstelde te spreken van 'vreemdlichaam'-tumoren. De term sarcoom kan men beter reserveren voor tumoren met:

- maligniteit,
- infiltratieve groei,
- haematogene metastasen.

Struppler (1959) beschreef 2 patiënten, waarbij na intramedullaire osteosynthese een sarcoom (chondrosarcoom en een myosarcoom) ontstond. In zijn publicatie vermeldde hij 18 patiënten die na een trauma in de eerste wereldoorlog in het fractuurgebied na jaren een sarcoom ontwikkelden. Ook hij was van mening, dat de tumor uitgaat van het bindweefselkapsel, dat het implantaat omgeeft; vooral bij grote implantaten met glad oppervlak. Eensluidende gevallen werden vermeld door McDougal (1956) en Bürkle de la Camp (1956).

Göhring (1960) vermeldt in zijn publicatie de resultaten van weefselkweekonderzoeken van Hoppe, Hoffmann en Spreter von Kreudenstein, die na implantatie van polymethylmethacrylaat geen carcinogene werking konden aantonen.

Ott (1963) stelde na subcutane implantatieproeven bij ratten met polyvenyl vast, dat de tumoren tot de dood leidden, recideverden na

extirpatie, infiltratief en destruerend groeiden en zelden metastaseerden. Dit was voor hem reden te spreken van sarcoom in tegenstelling tot Brunner (1959). Bovendien leek het histologisch beeld van een dergelijke 'tumor' sterk op dat van een fibrosarcoom bij de mens (dat ook zelden metastaseert). Na uitvoerige literatuurstudie concludeerde hij, dat niet alleen kunststoffen, maar alle vreemdlichamen, welke 'zur Einheilung' komen, tot tumorgroei kunnen leiden. Vooral de vorm en grootte, de porositeit en de latentietijd zijn hierbij van invloed.

Ott, Vollmar en Hieronymi (1963) wijzen op de verkorting van de gemiddelde latentietijd door wat zij noemen syncarcinogene noxen als chronische ontsteking en röntgenbestraling. De gemiddelde latentietijd is afhankelijk van de totale gemiddelde levensverwachting.

De latentietijd is de tijd vanaf het begin der inwerking van een carcinogene stof tot het tijdstip waarop morphologisch zichtbaar tumorweefsel ontstaat. De gemiddelde latentietijd van 1 jaar bij een rat komt overeen met 2½ jaar bij het konijn, 6½ jaar bij de hond en 20 jaar bij de mens.

De carcinogene werking wordt dus vooral door fysische factoren bepaald in overeenstemming met de onderzoeken van Thurner en Dimiccoli (1961) die de grootte, vorm, kapseldikte en stabiliteit van het implantaat als aetiologische factoren aanmerkten. Dit in tegenstelling tot Oppenheimer (1955), die als oorzaak voornamelijk de moleculaire opbouw van het implantaat en zijn afbraakproducten aanmerkt.

Tot nog toe is alleen tumorgroei bekend tengevolge van kunststoffen en vreemdlichamen bij rat, muis, hamster en hond. Bij de mens is tot op heden nimmer een tumor tengevolge van een kunststofimplantaat waargenomen. Wel na trauma en osteosynthese. Gezien de langere latentieperiode bij de mens zou de tumorgroei pas na 20 jaar te verwachten zijn. Voorts is voor het tumor-ontstaan van belang de weefselverdraagzaamheid. Hoogmoleculaire stoffen worden beter verdragen dan laagmoleculaire stoffen. De rest-monomeren kunnen de verdraagzaamheid van het weefsel ongunstig beïnvloeden (Nothdurft 1955). Nothdurft concludeert:

- alle geïmplanteerde vreemdlichamen kunnen op den duur bij bepaalde vorm, grootte en afwezigheid van porositeit in hoog percentage sarcomen induceren.
- zelfs in poedervorm of grote wijdmazigheid is het percentage niet 0,

echter wel duidelijk lager.

- recidief treedt na extirpatie snel op na achterlaten van het bindweefselkapsel.
- tengevolge van syncarcinogene noxen wordt het percentage sarcomen duidelijk hoger.

Algemeen bestaat eenstemmigheid, dat het ontstaan van tumoren niet specifiek aan de kunststof is gebonden (Nothdurft 1955, Brunner 1959, Oettel 1963 en Contzen 1967). Vandaar dat men beter kan spreken van vreemdlichaam-tumoren dan van kunststof-sarcomen. De fysische eigenschappen van het implantaat zouden bepalend zijn voor het ontstaan.

Charnley (1970) wijst in zijn onlangs verschenen monografie over het gebruik van acrylcement in de orthopaedische chirurgie op de onmiddellijk aan het cement grenzende weefsellaag, die onder meer bestaat uit bindweefsel, fagocyten en vreemdlichaamreuscellen. Stoomissen, onder andere door ontsteking, in de stabiliteit van deze laag zou enerzijds kunnen leiden tot afstoting, anderzijds tot maligne ontaarding van deze weefsellaag. Tot nog toe heeft hij bij de vele patiënten, behandeld met een Judetacrylprothese of een met acrylcement gecementeerde endoprothese, nooit tekenen kunnen vaststellen van maligne ontaarding.

Resumerend kan uit de boven vermelde gegevens gesteld worden, dat het carcinogeen effect niet specifiek aan het polymethylmethacrylaat is gebonden, wel aan de plastic als lichaamsvreemde stof.

Ofschoon bij de mens na implantatie van acrylcement tot op heden geen tekenen van maligniteit zijn vastgesteld, dient -- gezien de beschreven resultaten bij de diereperimenten -- met een mogelijk optreden van maligniteit rekening te worden gehouden. Een kritisch gebruik lijkt ons gewenst.

## **OSTAMEER EN ARALDIT**

Vanwege de herhaalde vermeldingen in de literatuur over botlijmen, lijkt een korte beschrijving van Ostameer en Araldit op zijn plaats.

*Ostameer* is sinds 1956 bekend door de publicatie van Salvatore en

Mandarino (1959). Het is een polyurethaan hars, dat een sterke adhesieve eigenschap heeft. Het werd in Amerika als lijm gebruikt voor behandeling van fracturen en pseudarthrosen.

In 1959 is de hars door Hulliger *in vitro* onderzocht. Deze bleek sterk celtoxisch te werken in bindweefselculturen.

J. Thurner en Dimiccoli (1961) deden een histo-morphologisch onderzoek van een met ostameer behandelde pseudarthrose van de tibia. Hieruit bleek, dat:

- de callusvorming geremd werd,
- de hars geleidelijk fragmenteerde,
- micropartikels ter plaatse gefagocyteerd werden door bindweefselcellen,
- prikkels achterwege bleven die tot callusformatie zouden kunnen leiden,
- celbeschadiging optrad tengevolge van rest-monomeer of katabole afbraakproducten,
- specifieke tumor-vorming niet werd vastgesteld.

Dezelfde bevindingen worden vermeld door Müller (1962). Als verdere nadelen zag hij nog:

- de te snelle polymerisatie en te uitgebreide poriënvorming.

Ehalt (1961) meldde 17 gevallen van ostameergebruik bij:

- fracturen,
- in tuberculeuze haarden,
- in botdefecten,
- bij pathologische fracturen.

Hij vond, dat het ostameer door de weefsels goed verdragen werd en goed ingroeide. Toxische verschijnselen nam hij niet waar. In tegenstelling tot de bewering van Fehr (geciteerd naar Ehalt 1961) zag hij geen callusvertraging. Jones (geciteerd naar Ehalt 1961) maakte melding van 458 gevallen, waarvan 408 met succes behandeld waren. Hij gebruikte het ostameer niet als lijm, maar als intramedullaire spaan.

Ondanks bovenvermelde goede resultaten bleek het uiteindelijk succes van ostameer van dien aard, dat 'The Council on drugs of the American Medical Association' in 1962 het gebruik van ostameer verbood.

*Araldit* is een ethoxyline hars dat in verbinding met een verharder een

sterke adhesieve eigenschap bezit. Samengevoegd wordt de pasta geleidelijk hard. Aanvankelijk werd bij dieren geëxperimenteerd, later werd de stof o.a. door Bloch (1958) toegepast bij mensen voor behandeling van fracturen. Om de fractuur werd een Araldit-manchet gemodelleerd. Deze stof werd ook gebruikt door Diener, Dörr en Hermann (1956) voor behandeling van fracturen en zij benadrukten het belang dat de Araldit-manchetten nauw moeten aansluiten aan het bot. Zij berekenden aan de hand van proefmodellen de dikte en lengte van de aan te leggen manchets. Verstoringen in de callusvorming en ongunstige weefselreacties werden niet vastgesteld.

Ook Bircher en Nigst (1963) meldde, dat de hars in dierexperimenten zelfs na jaren goed verdragen werd. Wel werden in de manchets vermoeidheidsfracturen vastgesteld. Implantatieproeven bij ratten leidden in 20% van de gevallen ter plaatse van het implantaat na gemiddeld 15 maanden tot sarcoomvorming. Zij beschouwden dit als een specifieke vreemdlichaamreactie. De sarcoomvorming zagen zij ook na implantatie van glas en staal. Zij meenden, dat o.a. druk en trek op het bindweefsel een rol spelen in de sarcoomvorming. Ehalt (1961), Forgon en Thurner en Dimiccoli (1961) wijzen het gebruik van Araldit af wegens de celtoxische werking en de vertraagde callusvorming.

Nigst (1963) beschreef een patiënt met een femur metastase, waarbij hij na resectie de continuïteit herstelde door een Araldit-manchet, welke middels een plaat en pen aan beide einden verankerd werd. Het nieuwe bot overgroeide de manchets. Deze ervaring heeft Scales ook.

Voor zover ons bekend, wordt deze hars in de heelkunde voor therapeutische doeleinden niet meer toegepast. De reden hiervoor is ons niet bekend.

## DE CEMENTSPUIT

Over de techniek van de implantatie van het cement in het proximale femur is weinig gepubliceerd. Veelal wordt verwezen naar de manueel-digitale methode, waarbij het cement als een deegachtige substantie in porties onder de stuwende kracht van de duim distaalwaarts in de mergholte wordt geperst.

Om een zo groot mogelijk contactoppervlak via het cement tussen prothesesteel en endostale corticalis te waarborgen wordt vereist, dat de cement tot de steelpunt reikt van de prothese (Charnley 1960, 1964, 1965, 1970). Na curettage en uitraspen van de mergholte blijkt, dat de benodigde hoeveelheid cement subtrochantair groter is dan intertrochantair.

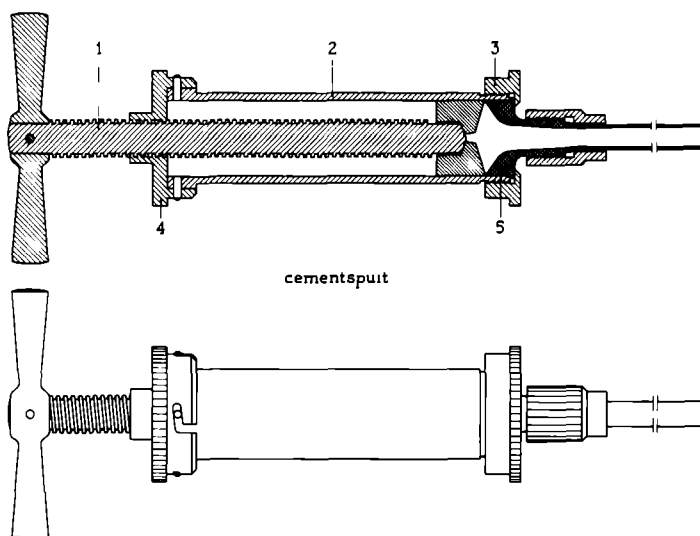
Wij zijn van mening, dat de manueel-digitale methode niet voldoende zekerheid biedt, dat juist deze grotere hoeveelheid cement door het nauwere proximale steelkanaal de gewenste diepte zal bereiken. Deze methode vergt bovendien naast routine relatief veel tijd. Hierdoor kan een verschil in consistentie optreden tussen de eerste portie en de laatste. Doordat de ene portie na de andere wordt ingeperst, is de kans op bloedbijmenging en lucht vergroot, waardoor tussen en in de porties duidelijke scheidingen ontstaan, die later aanleiding kunnen geven tot breuk in de cementmantel. Door het veelvuldig manipuleren met het cement wordt de infectiekans groter.

De volgende punten achten wij van belang bij het cementeren van de prothese:

- gezien de cyto-toxische werking van het monomeer moet het acrylcement zo volledig mogelijk zijn uitgepolymeriseerd, voordat implantatie plaats vindt;
- de implantatietijd voor het cement moet zo kort mogelijk gehouden worden, teneinde zo min mogelijk op de weerstand van het acrylcement te stuiten bij de implantatie van de prothese;
- men moet voor het inbrengen van de heupprothese zekerheid hebben,

- dat het cement tot de steelpunt zal reiken;
- aangezien de beschikbare tijd voor de cementering zeer kort gesteld is (mits men de normale mengvoorschriften volgt), moet de techniek van de cementering zo eenvoudig mogelijk zijn;
  - bloed- en luchtbijmenging moet vermeden worden.

Rekening houdend met deze factoren, hebben wij een metalen spuit ontwikkeld (tekening 1). Deze spuit werd vervaardigd in samenwerking met Ir. W.J. Reichert en de Medische Instrumentmakerij (Hoofd: de Heer J. Peeters). Met behulp van deze spuit kan men op eenvoudige wijze en in zeer korte tijd het femur tot elk gewenst niveau volledig met cement vullen (Slooff 1969).



*Tekening 1*



### DIEREXPERIMENT

#### DOEL

Het doel van dit onderzoek was: de invloed na te gaan van het acrylcement op beenweefsel, wanneer het intramedullair wordt ingespoten.

De reactie, opgeroepen door dit cement, werd röntgenologisch en histologisch bestudeerd.

#### MATERIAAL EN METHODE

6 Volwassen honden van het mannelijk en 6 volwassen honden van het vrouwelijk geslacht, van verschillend ras, werden voor het experiment gebruikt (zie tabel 16, pagina 114).

Vóór de operatie waren de honden in goede voedingstoestand en toonden zij geen gebreken. Zij kregen een normaal dieet. Het lichaamsgewicht varieerde van 9,5 - 28,7 kilogram. Om de invloed van het cement op bepaalde tijdstippen te kunnen beoordelen werden de honden op verschillende tijden gedood.

Voor de operatiedatum, het aantal dagen dat de hond na de operatie geleefd heeft, de datum van de sectie en de datum van intraveneuze tetracycline-injecties wordt verwezen naar tabel 16.

#### ACRYLCEMENT

Het cement dat werd gebruikt, was het polymethyl-methacrylaat 'Palacos R' (van de firma Kulzer & Co, Bad Homburg, West-Duitsland) in de normaal in de handel zijnde verpakking van 40 gram polymeer-poeder en 20 cc monomeer-vloeistof.

Bij elke operatie werden beide hoeveelheden zolang vermengd tot een pasta ontstond die niet meer aan de handschoen kleefde. Dit geldt als criterium voor het vrijwel uitgepolymeriseerd zijn van de plastic. Na bereiken van dit pasteuse stadium werd per hond ongeveer 10 à 12 cc acrylcement intramedullair ingespoten.

## TECHNIEK

De operatie geschiedde onder algehele anaesthesie, voorbereid met een intraveneuze injectie van 0,5 milligram atropine gevolgd door penthotal in een dosering van 15 milligram per kilogram lichaamsgewicht. Na endotracheale intubatie werd de narcose onderhouden met een mengsel van zuurstof, lachgas en fluothaan.

Pre- en postoperatief werden röntgenopnamen gemaakt van beide femora.

In alle gevallen werd het rechter femur geopereerd. De rechter bilstreek werd geschoren, gewassen en geïsoleerd, waarna steriele afdekking volgde, de rechter trochanter major streek vrijlatend. De huid over de trochanter major werd in de lengterichting van het bot over 4 cm geïncideerd, waarna direct naar het bot werd geprepareerd. Vlak onder de trochanter major werd een luikje van 2 x 1 cm uit de corticaliswand gebeiteld. Met behulp van een zuiger werd de mergholte leeggezogen. De spongiosastructuur in het trochantergebied werd intact gelaten.

Vervolgens werd via het luikje een passende teflonslang ingebracht, waarop tevoren de cylinder van een metalen spuit was aangebracht. De slang werd zover mogelijk distaal ingeschoven.

Het acrylcement werd, zoals boven beschreven, aangemaakt en in de cylinder gerold. Na montage van pluiner, bovenkap en spil werd door draaiing van de schroefspil het cement via de slang uit de spuit in de mergholte geperst. Door spuit met slang tijdens het draaien geleidelijk terug te trekken, werd de gehele intramedullaire holte opgespoten.

Na deze cementering werd het botluikje teruggeplaatst, waarna de wond in lagen werd gesloten.

Alle operatiewonden genazen per primam. Een week na de operatie toonden alle honden een normaal looppatroon. In de tussenliggende

periode van operatie tot dood werden geen complicaties vastgesteld, behoudens bij hond nummer 1000, die twee maanden postoperatief zonder aanwijsbare oorzaak gestorven is. Bij het histologisch onderzoek van het betreffende femur werd een osteomyelitis vastgesteld. Deze hond werd van het verder onderzoek uitgesloten.

## **VOORBEREIDING VAN DE HONDEN VOOR HISTOLOGISCH ONDERZOEK**

Alle honden kregen per intraveneuze injectie tetracyclinen toegediend (zie tabel 16), teneinde op een bepaald tijdstip via de aanwezige door tetracyclinen gemerkte calcificatiefronten een indruk te krijgen over de mate van botaanmaak en nieuwvorming. Het gebruikte tetracycline was oxytetracycline hydrochloride van de firma Pfizer. De dosering was 25 milligram per kilogram lichaamsgewicht. De data waarop de injecties zijn toegediend, staan vermeld in tabel 16.

Na het doden van de hond door een intraveneuze injectie van Nembutal in overdosering (variërend van 1-3 cc) werden beide femora uitgeprepareerd. Nadat van beide femora röntgenfoto's waren gemaakt, werden de femur-diafysen in dwarse schijven van ongeveer 1 cm dikte gezaagd en van proximaal naar distaal genummerd: A, B, C, etcetera. Om en om werden de schijven gefixeerd in gebufferde formaline en in absolute ethylalcohol. De in formaline gefixeerde schijven werden in een oplossing van ethyleendiaminetetraazijnzuur ontkalkt, ingebed in paraffine, waarna coupes van 7  $\mu$  dikte werden gemaakt, gevolgd door kleuring met haematoxyline-eosine. De in alcohol gefixeerde schijven werden ingebed in methylmethacrylaat-plastic, waarvan coupes van 80  $\mu$  dikte gezaagd werden. Kleuring van deze coupes vond niet plaats. Zij dienen om onder invloed van ultraviolet licht de tetracycline-merkingen zichtbaar te maken.

De honden nummer 939, 943, 934, 949, 974, 962 en 971 kregen tweemaal een injectie tetracycline met een interval tussen de beide injecties van respectievelijk  $\frac{1}{2}$ , 1, 4, 2, 4, 3 en 7 weken. Op deze wijze kan men een goede indruk krijgen van de mate van nieuwbotvorming in de tussen de injecties liggende periode.

### *Röntgenologische bevindingen*

Van alle geopereerde femora werden aansluitend aan de operatie röntgenfoto's gemaakt. Op al deze opnamen bleek het cement  $\frac{3}{4}$  van de mergholte op te vullen; het maakte over de gehele lengte goed contact met de endostale corticaliswand.

De eerste zichtbare veranderingen werden na 34 dagen bij hond nummer 1016 vastgesteld in de vorm van een onregelmatig begrensde periostale botappositie, welke maximaal op  $\frac{1}{2}$  diafysehoogte gelocaliseerd is en naar proximaal en distaal hiervan geleidelijk afneemt. In deze botnieuwvorming wordt geen structuur herkend. De dikte van de appositie bedraagt 5 millimeter. De corticalis-structuur is – vergeleken met het controle-femur – vervaagd (foto 13, pagina 103).

61 dagen postoperatief blijkt de periostale appositie over de gehele diafyse lengte fors te zijn toegenomen. De dikte bedraagt op halve diafysehoogte 10 millimeter, naar proximaal en distaal afnemend. Het cement behoudt het contact met de endostale corticalis. De corticalis is wazig gestructureerd; gebieden met ophelderingen worden vastgesteld (foto 14, pagina 103).

Na 88 en 91 dagen (honden nummer 939 en 943) vindt men identieke beelden als na 61 dagen; de circulaire botappositie is echter duidelijk minder. De maximale dikte wordt op halve diafysehoogte gemeten en bedraagt 4 millimeter.

Na 98 dagen (hond nummer 949) bestaat er nog slechts een matige periostale botappositie, waarin botverdichtingen worden gezien die in de lengterichting van het bot verlopen. De op halve diafysehoogte maximaal aanwezige appositie bedraagt 4 millimeter. De corticaliswand is verbreed vergeleken met het controlebot en in de wand worden ophelderingen gezien, afgewisseld met verdichte structuren (foto 15, pagina 103).

De opnamen na 105 en 109 dagen tonen een geringe periostale botreactie, maximaal op halve diafysehoogte. De maximale dikte van deze appositie laag bedraagt 2 millimeter. De appositie laag en de corticalis hebben nu een duidelijke structuur, de dichtheid van de corticalis is echter duidelijk minder dan die in het controlebot (foto 16, pagina 103).



*Foto 13*  
*Nummer 1016: 34 dagen na operatie*  
*rechts: geopereerde femur*  
*links: controle*



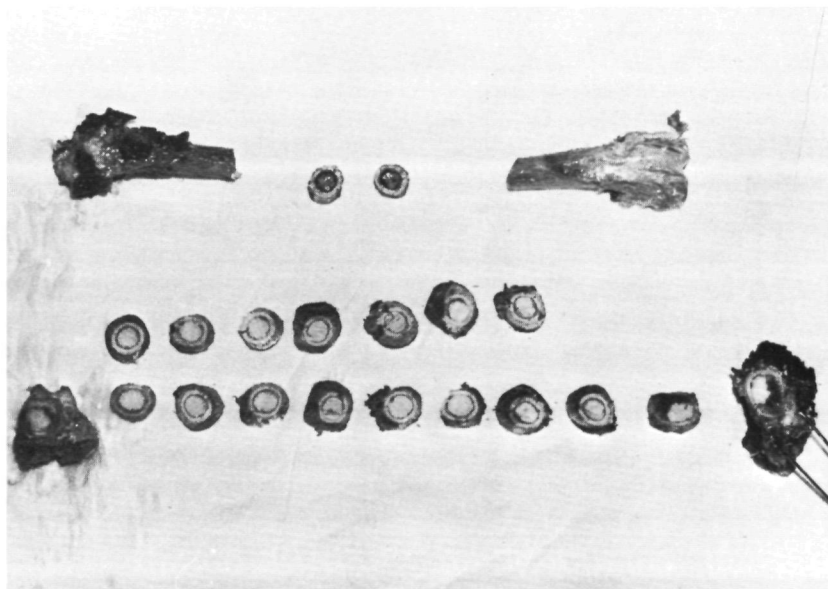
*Foto 14*  
*Nummer 996: 61 dagen na operatie*  
*rechts: geopereerde femur*  
*links: controle*



*Foto 15*  
*Nummer 949: 98 dagen na operatie*  
*rechts: geopereerde femur*  
*links: controle*



*Foto 16*  
*Nummer 962: 105 dagen na operatie*  
*rechts: controle*  
*links: geopereerde femur*

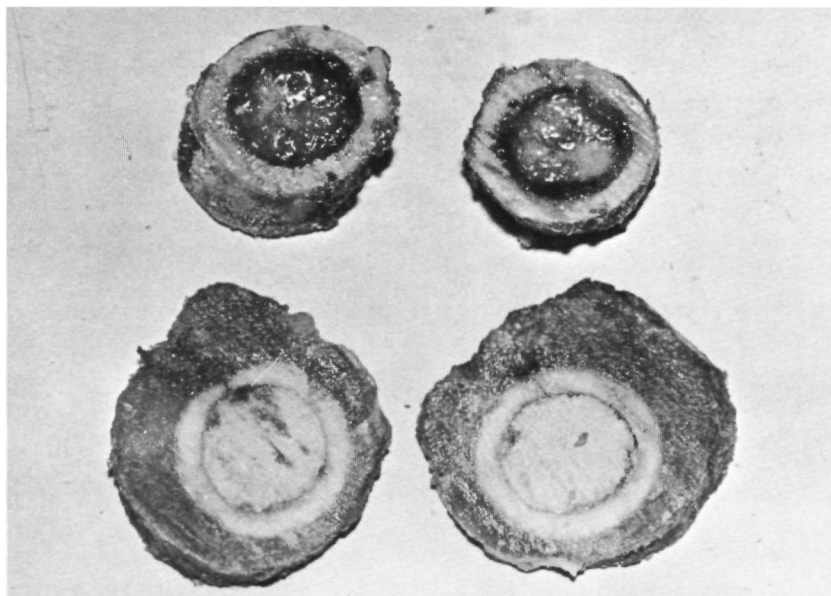


*Foto 17*  
*Nummer 1011: 40 dagen na operatie*  
*boven: controle*  
*onder: geopereerde femur*

### *Bespreking*

Het meest opvallend in alle geopereerde femora is de toename van hun diameter tengevolge van circulaire periostale botappositie. Deze toename wordt het eerst vastgesteld na 34 dagen met een maximum na 61 dagen en neemt geleidelijk weer af tot minimaal na 109 dagen. Tussentijds gemaakte röntgenopnamen van nummer 934 en 971 na 57 dagen tonen duidelijk aan, dat het maximum van de botappositie ligt omstreeks de 60ste dag (spreiding van 40-88 dagen), waarbij dit op halve diafysehoogte het meest uitgesproken is.

Aannemelijk moet worden geacht, dat de eerste röntgenologisch zichtbare veranderingen tussen de 10e en 34e dag optreden. Dit is in overeenstemming met de experimenten van Trueta en Cavadias (1955), Rietz (1968) en Danckwardt-Lillström (1969). Voorts is van belang, dat de preëxistente corticalis-structuur röntgenologisch verandert. Deze wordt na 34 dagen wazig en dit blijft de gehele duur van het experiment in meer



*Foto 18*  
*Vergroting 8x*  
*boven: controle*  
*onder: geopereerde femur*

of mindere mate aanwezig.

De periostale appositie wordt het eerste vastgesteld op halve diafysehoogte en pas in een later stadium worden de proximale en distale delen van het femur in het proces betrokken. Ook de intensiteit van de periostale reactie blijkt steeds op halve diafysehoogte groter te zijn dan in de proximale en distale delen. Gedurende het experiment worden geen röntgenologische veranderingen in het acrylcement vastgesteld. Het behoudt het contact met de endostale corticaliswand. Een demarcatielijn tussen acrylcement en bot werd niet vastgesteld. Het behoudt een egaal dichte schaduw.

De periostale botnieuwvorming is aanvankelijk ongestructureerd en lijkt op callusweefsel, krijgt later (omstreeks de 90e dag) een regelmatige structuur van botverdichtingen, verlopend in de lengterichting van het bot, afgewisseld met zônes, waarin ophelderingen (spongiosering).

Bij het macroscopisch onderzoek van de vrij geprepareerde femora



*Foto 19*  
*Vergroting 12x*  
*geopereerde femur*

bleek de röntgenologisch vastgestelde periostale botappositie goed zichtbaar (foto 17, 18, en 19, pagina 104, 105, en 106). Dit weefsel bleek hard van consistentie te zijn. Het aspect van het botomgevende weefsel was in alle gevallen normaal, behoudens in hond nr. 1000, waarvan de weke delen om het geopereerde femur duidelijk oedemateus geïnfilteerd bleken. Het in twee gevallen in het weefsel verspreide cement was door bindweefsel afgekapseld. De plaats van het botluikje kon men slechts met moeite terugvinden. Periostale botappositie onttrok het aan de waarnemingen. Na dwars doorzagen van het geopereerde femur in schijven van  $\pm 1$  cm dikte bleek, dat het cement zeer hecht op de endostale corticalis pakte. Voorts kon worden vastgesteld (nr.939 en 943), dat cement in de directe omgeving van een fractuur de fractuurgenezing niet remt.



## *Conclusie*

Na volledige cementering van het femur met acrylcement worden bij honden macroscopisch en röntgenologisch botveranderingen vastgesteld.

De diameter van het femur neemt circulair toe door periostale appositie, een reactie die in zijn meest uitgebreide vorm omstreeks de 60e dag wordt waargenomen en dan afneemt. Zowel in plaats als in tijd treedt voor deze reactie een maximum op. In elk geopereerd femur is deze verandering maximaal op halve diafysehoogte gelocaliseerd.

Naast vorming van nieuw bot treden ook structuurveranderingen op, zowel in het appositiebot als in de preëxistente corticalis.

Röntgenologisch worden geen veranderingen vastgesteld in het acrylcement, dat zijn contact met de endostale corticaliswand gedurende de proeftijd behoudt. Een demarcatiezone wordt tussen het cement en het bot niet vastgesteld.

## *Histologisch onderzoek*

Van ongeveer 1 cm hoge botschijven, genummerd A, C, E, etc., werden na ontkalking paraffinecoupes gemaakt en van de schijven nummers B, D, F, etc. zaagcoupes van het in plastic ingebed materiaal. Controlecoupes werden gemaakt uit het niet geopereerde linker femur.

Onderstaand volgen de belangrijkste gegevens van het histologisch onderzoek van de serie coupes.

### **Nummer 950 (10 dagen na operatie)**

Er blijkt een beginnende periostale botappositie aanwezig te zijn, welke vergeleken met de verschillende niveau's der coupes maximaal gelocaliseerd is op halve diafysehoogte. Naar proximaal en distaal wordt nauwelijks een periostale reactie vastgesteld.

Op halve diafysehoogte blijkt aan de endostale zijde necrose van de corticalis op te treden, zich uitend in ontbreken van weefselstructuren in de kanalen van Havers. De osteocytenkernen zijn nog aanwezig.

Blijkens de zaagcoupe is reeds hier en daar aan de periostale zijde van de corticalis rond de mergkanalen tetracycline-merking aanwezig, hetgeen ter plaatse op een verhoogde botaanmaak duidt. De endostale zijde is bedekt met enig granulatiweefsel zonder vreemdlichaamreactie.

Nummer 1016 (34 dagen na operatie)

Op halve diafysehoogte is de periostale botappositie, die reeds na 11 dagen aanwezig was, meer uitgebreid (ruim de helft van de oorspronkelijke corticalisdikte). Tussen de periostale appositie en de preëxistente corticalis bestaat een scherpe demarcatie (foto 20, pagina 110).

Aan de endostale zijde blijkt de necrose van de corticalis nog duidelijker door verdwijnen van het merendeel der osteocyten in de lacunen.

De reeds na 11 dagen gesignaleerde botaanmaak rond de subperiostaal gelegen kanalen neemt, blijkens de tetracycline-merking, toe.

Ook in deze serie coupes blijkt de intensiteit van de processen van halve diafysehoogte naar proximaal en distaal af te nemen.

Nummer 1011 (40 dagen na operatie)

Deze coupes tonen dezelfde beelden als die van nummer 1016. Echter ontbreken vrijwel alle osteocyten van de endostale zijde van de corticalis als blijk van uitbreiding der necrose.

Grenzend aan de mergholte ontwikkelt zich op de endostale corticalis een laagje fijn collageen bindweefsel zonder vreemdlichaamreuscellen. Onder dit laagje vindt ter plaatse van corticalis-uitsparingen endostale vorming van nieuw bot plaats (foto 21, pagina 110).

Nummer 996 (61 dagen na operatie)

De reeds beschreven periostale botappositie toont uitrijpingsverschijnselen. Duidelijke osteoblastenactiviteit wordt waargenomen in de subperiostale corticalisgebieden. Deze breidt zich naar endostaal uit rond gerevasculariseerde mergkanalen (foto 22 en 23, pagina 111).

Nummer 939 (88 dagen na operatie)

De uitrijping van het periostaal aangemaakte bot neemt toe, evenals de botaanmaak in de periostale corticalisgebieden.

Op het grensvlak tussen endostale corticalis en ruimte waar het acrylcement gelegen heeft, heeft zich een bindweefsellagje gevormd, waarin vreemdlichaamcellen worden aangetroffen (foto 24 en 25, pagina 112).

Nummer 943 (91 dagen na operatie)

Periostaal neemt het appositiebot plaatselijk het aspect aan van corticaal

beenweefsel. De dikte van het appositiebot is duidelijk minder dan in de coupes van nummer 939. Over grote gebieden vindt in de subperiostale corticalisgebieden vorming van nieuw bot plaats, hier en daar ook in de endostale corticalis.

Subperiostaal treft men rondom de kanalen dubbele tetracycline-merkingen aan, endostaal om de kanalen maar één band. De afstand tussen de dubbele banden (subperiostaal) geeft een maat aan voor de hoeveelheid bot, die in de periode tussen beide tetracycline-injecties nieuw gevormd is. In dit geval bedraagt het tijdsinterval 1 week (zie tabel 16).

Endostaal wordt één tetracyclineband vastgesteld. Dit wijst er op, dat in dit gebied de botnieuwvorming pas ná de eerste intraveneuze injectie met tetracycline op gang is gekomen.

Nummer 934 (91 dagen na operatie)

Hier worden identieke beelden gezien als in nummer 943, doch opvallend is, dat de Haversse kanalen in de preëxistente corticalisgebieden over het gehele femur verwijld zijn: spongiosering van de corticalis (foto 26, pag. 113). De corticalis vertoont over de gehele doorsnede rondom de kanalen van Havers tetracycline-merking. Met name aan de subperiostale zijde treft men de dubbele banden, waarvan de afstand overeenkomt met de tussen de injecties liggende periode (4 weken).

Nummer 949 (98 dagen na operatie)

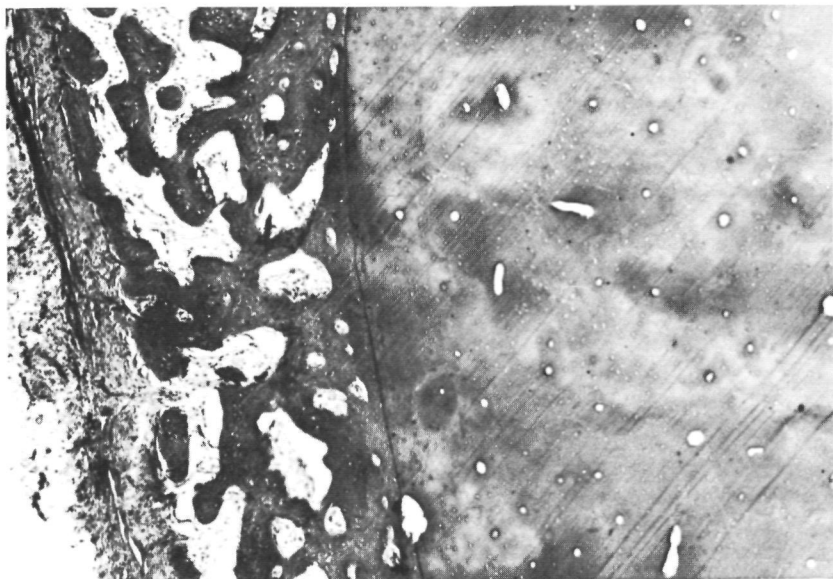
Ten opzichte van nummer 934 is de uitrijping van de periostale botappositie evenals de spongiosering van de corticalis toegenomen. De botnieuwvorming reikt tot in de endostale gebieden.

Nummer 974 (104 dagen na operatie)

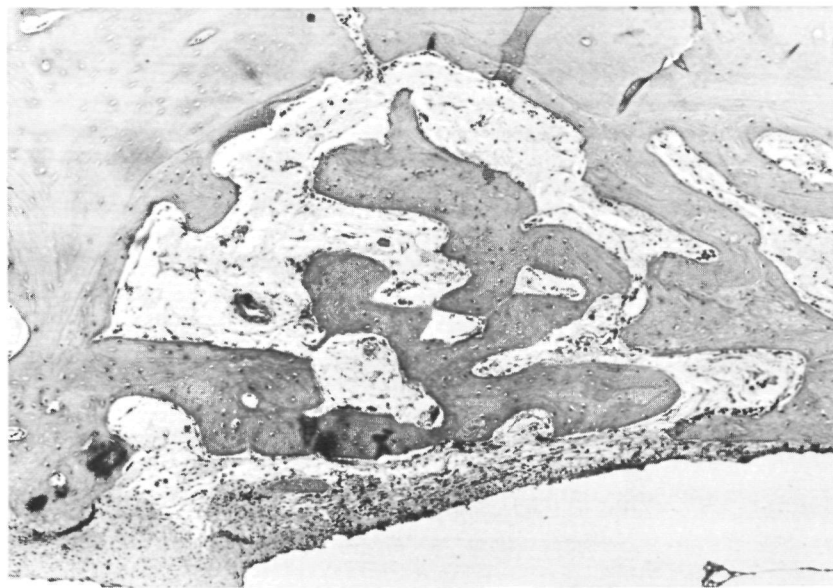
Opvallend in deze coupes is het voorkomen van dubbele tetracyclineringen rond de mergkanalen tot endostaal. Het interval tussen beide ringen komt overeen met een tijdsduur van 4 weken.

Nummer 962 (105 dagen na operatie)

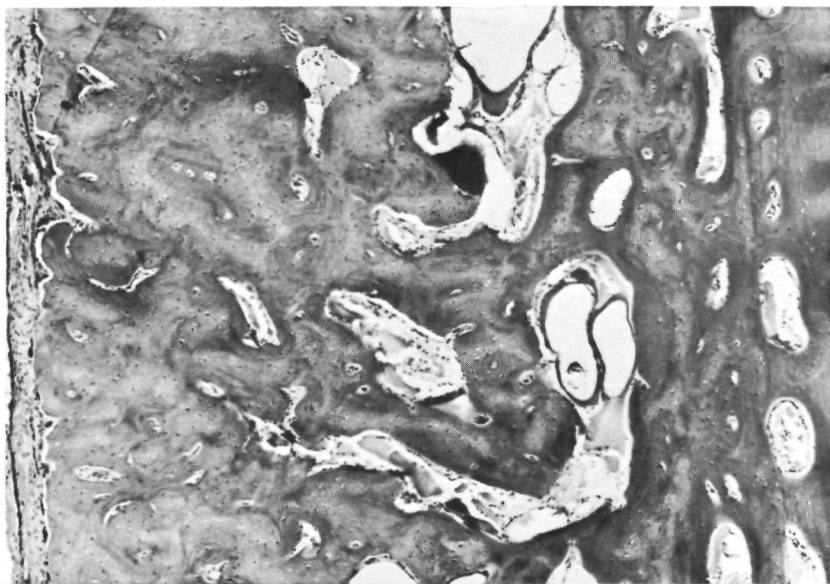
Hier identieke beelden als in de coupes van nummer 974. De periostale botappositie is gering in dikte en is duidelijk uitgerijpt. Plaatselijk is endostaal ook uitgerijpt bot aanwezig. Necrotische mergkanalen worden niet meer gezien (foto 27, pagina 113).



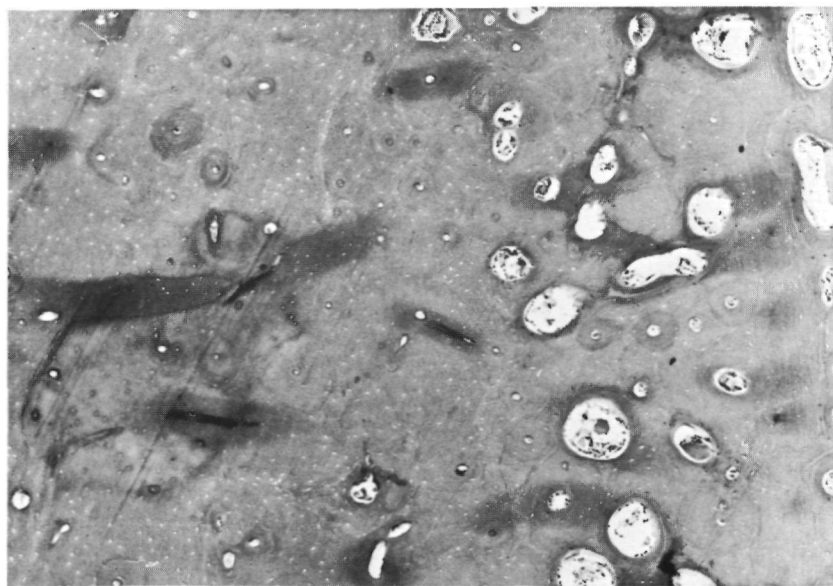
*Foto 20 - Nummer 1016: 34 dagen na operatie*



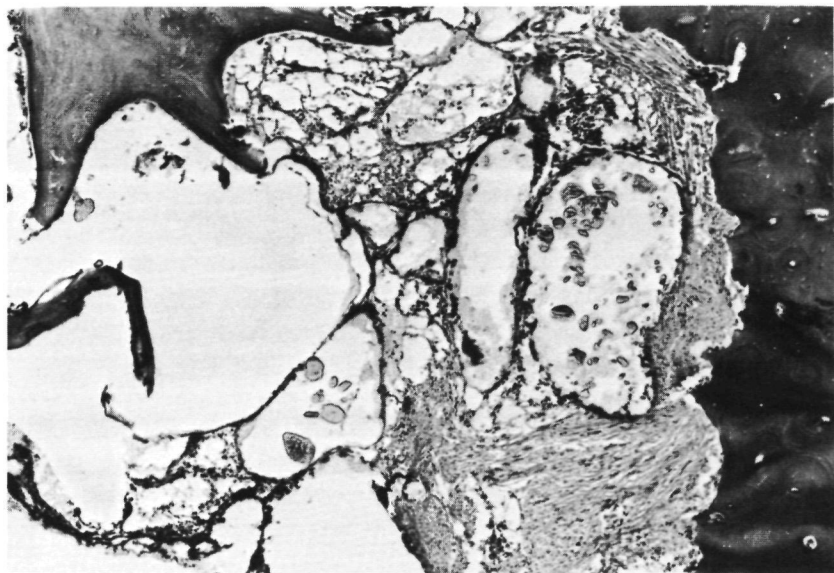
*Foto 21 - Nummer 1011: 40 dagen na operatie*



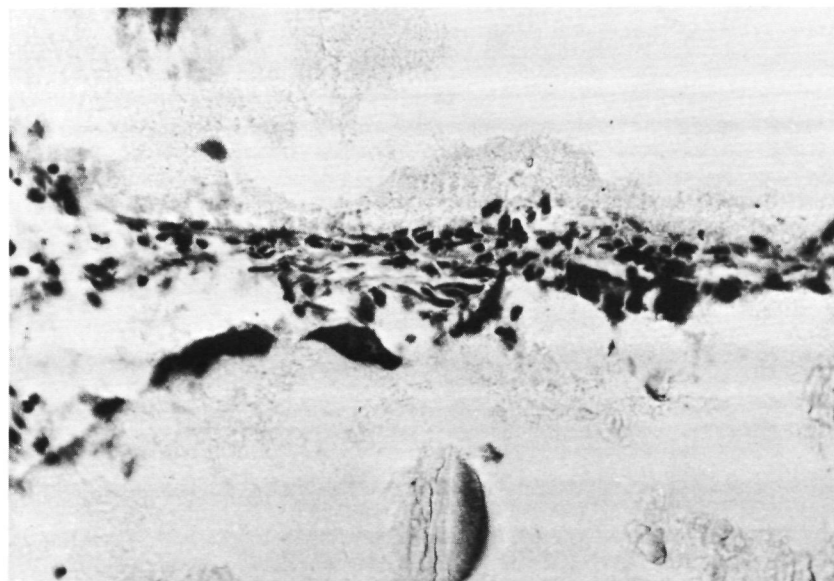
*Foto 22 - Nummer 996: 61 dagen na operatie*



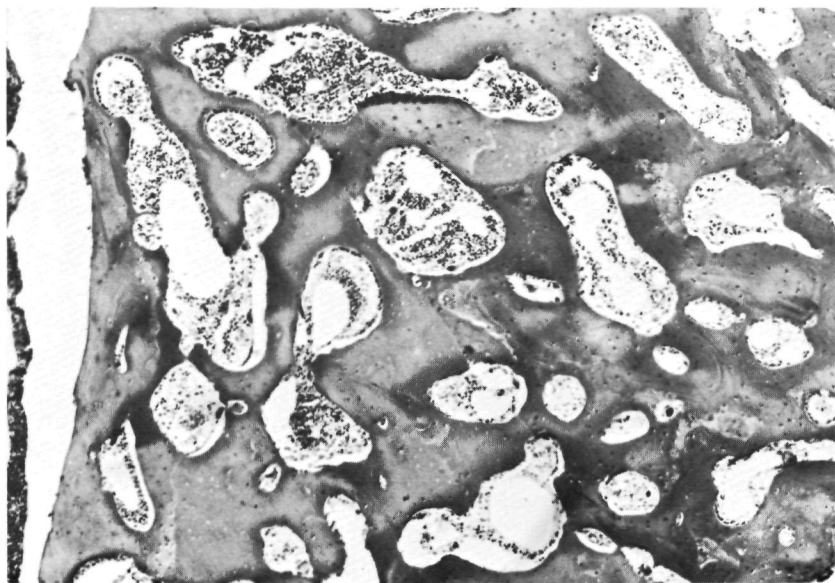
*Foto 23 - Nummer 996: 61 dagen na operatie*



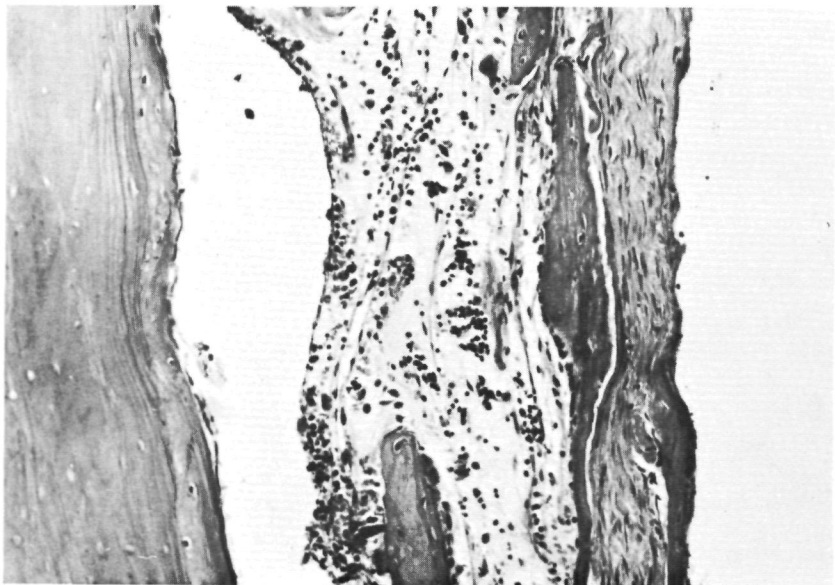
*Foto 24 - Nummer 939: 88 dagen na operatie*



*Foto 25 - Nummer 939: 88 dagen na operatie*



*Foto 26 - Nummer 934: 91 dagen na operatie*



*Foto 27 - Nummer 962: 105 dagen na operatie*

TABEL 16

Nummer	Ras	Gewicht in kg	Geslacht	Operatie- datum	Geleefd in dagen	Gestorven	Terramycine 25 mg/kg lichaamsgewicht
950	Groenendaler	21	ml.	10-3-69	10	21-3-69	20-3-69
1016	Herder	19,4	ml.	11-4-69	34	16-5-69	15-5-69
1011	Groenendaler	28,7	vr.	11-4-69	40	22-5-69	21-5-69
1000	Collie	17,3	ml.	28-3-69	59	27-5-69	
996	Herder	22,5	vr.	28-3-69	61	29-5-69	28-5-69
939	Boxer	16,2	vr.	12-3-69	88	9-6-69	5-6-69   ½ week 9-6-69
943	Herder	18,3	ml.	17-3-69	91	17-6-69	10-6-69   1 week 17-6-69
934	Collie	15,1	vr.	2-4-69	91	3-7-69	2-6-69   4 weken 2-7-69
949	Herder	20,8	ml.	17-3-69	98	24-6-69	10-6-69   2 weken 23-6-69
974	Poedel	14,7	vr.	24-3-69	104	7-7-69	10-6-69   4 weken 6-7-69
962	Herder	19,0	ml.	19-3-69	105	3-7-69	10-6-69   3 weken 2-7-69
971	Collie	9,5	vr.	2-4-69	109	22-7-69	2-6-69   7 weken 21-7-69



Nummer 971 (109 dagen na operatie)

De uitrijping van de endostale botnieuwvorming is voortgeschreden evenals van de periostale botappositie.

De corticalis toont een spongiosastructuur, verwijding van de mergvaten. De afstand tussen de tetracyclineringen is in deze coupes zeer groot, overeenkomend met een tussen de injecties liggende periode van 7 weken.

### *Discussie*

Bij de bestudering van de verschillende coupes worden als belangrijke waarnemingen vastgesteld: de periostale botappositie, de corticalisnecrose, de vreemdlichaamreactie en het herstel van de corticalis.

De periostale botappositie is na 10 dagen reeds aanwezig, evenals de necrose van de corticalis. Deze corticalisnecrose blijft beperkt tot het binnenste tweederde deel van de wand. Regeneratie van de corticalis treedt op vanuit het periost en breidt zich in de loop van 109 dagen geleidelijk over de gehele corticaliswand uit. Deze regeneratieve processen van periostaal naar endostaal worden na 61 dagen voor het eerst gezien.

Deze bevindingen zijn in overeenstemming met de resultaten vermeld door Trueta en Cavadias (1955), Rietz (1968) en Danckwardt-Lillieström (1969). Bovenvermelde botreactie schrijven zij in hun dierexperimenten toe aan beschadiging van de arteriae nutritiae.

Trueta en Cavadias (1955) onderbonden de arteriae nutritiae in een serie, in de volgende serie werd een Küntscherpen in de mergholte van honden-femora gevoerd. In beide gevallen leidde deze procedure tot een reversibele necrose van de binnenste tweederde corticaliswand. Voorts beschrijven zij de periostale botreactie. Zij menen, dat door beschadiging van de arteriae nutritiae de bloedvoorziening van het bot door de periostale vaten wordt overgenomen.

Danckwardt-Lillieström (1969) beschrijft in een uitvoerige studie de periostale, corticale en medullaire reactie na beschadiging van de arteriae nutritiae door middel van curetteren, opboren en uitzuigen van de femur-mergholte bij honden en konijnen. Zij komt tot de conclusie, dat na volledige destructie van de arteriae nutritiae de bloedvoorziening in de gehele corticalis door de periostale vaten onderhouden kan worden. De periostale vaten reageerden op de operatieve procedure met verwijding en

spiraalvorming Zij constateerde, dat de ischaemisch-necrotische corticalis-gebieden gerevasculariseerd werden vanuit de hyperactieve periostale vaten en dat het periost met een verhoogde activiteit bot vormde Het maximum van de periostale botnieuwvorming stelde zij bij de hond na 2 weken vast, bij konijnen al na enkele dagen De uitgebreidheid van de periostreactie was bij de hond ook groter dan bij het konijn Het nieuwgevormde periostale bot werd na enkele weken geresorbeerd

Rietz (1968), die bij honden na resectie van het middelste eenderde femur de continuïteit herstelde door een speciale endoprothese te cementeren, vermeldt als belangrijkste waarneming periostale botappositie en losraken van de prothese Tijdens de operatie werden de arteriae nutritiae onderbonden Rietz stelt in zijn histologische preparaten geen corticalis-necrose vast Hierbij moet worden opgemerkt, dat histologische preparaten pas na 72-80 en 149 dagen werden gemaakt Onderzoek van jongere datum wordt niet vermeld derhalve zouden wij aan zijn bevinding betreffende de corticalisreactie minder waarde willen hechten

Charnley (1970) concludeert uit de experimenten van Rietz, dat de profuse periostale botreactie veroorzaakt wordt door de losgeraakte gecementeerde prothese Dit zou de periostale botreactie en de corticalis-hypertrofie verklaren die men soms bij mensen vaststelt na een verrichte alloarthroplastiek

Gesteund door deze waarnemingen bij te vergelijken experimenten, menen wij de bevindingen in ons experiment te mogen toeschrijven aan de beschadiging van de arteriae nutritiae, veroorzaakt door uitzuigen van de mergholte, opduwen van een teflonslang en aansluitend opspuiten van de mergholte met acrylcement

Een sterker bewijs hiervoor werd geleverd na partiele cementering van het proximale femur, waarbij de vaatvoorziening via de arteriae nutritiae intact werd gelaten Periostale botvernieuwing bleef hier achterwege (Nog te publiceren)

Naast deze mechanische oorzaak moet de thermische reactie als tweede oorzaak voor het ontstaan van de corticalis-necrose voor mogelijk gehouden worden De polymerisatiewarmte van het gebruikte acrylcement is voornamelijk afhankelijk van de hoeveelheid ingebracht cement en de localisatie van het cement (Ohnsorge-Kroesen 1969, Ohnsorge-Goebel

1969, Charnley 1970) Hoewel deze temperatuur niet werd gemeten, werd deze in ons experiment hoog geschat vanwege de grote hoeveelheid (10-12 cc) die werd ingespoten

Welk aandeel ieder van beide oorzaken heeft op het ontstaan van genoemde botreacties kon door ons niet worden vastgesteld Wel kon worden aangetoond, dat er na verloop van tijd een duidelijke tendens aanwezig is tot herstel van het ischaemisch-necrotische corticalisgebied, een proces dat van periostaal naar endostaal gericht is Een scherpe demarceringslijn tussen de necrotische corticalis en de vitale subperiostale corticalis werd door ons niet gevonden

Voorts kon worden vastgesteld, dat de eerste pathologische bevingen gezien worden op het niveau van de helft der diafyse en in vergelijking met andere plaatsen hier maximaal aanwezig zijn Niet alleen treft men in dit gebied de eerste tekenen aan van corticale necrose, maar ook blijkt de intensiteit van de afwijkingen van hier uit naar proximaal en distaal geleidelijk af te nemen De maximale toename van de corticalisdiameter door periostale botnieuwvorming lag ook op het niveau van de halve diafyse

Aangetoond wordt, dat het regeneratieproces na ongeveer 60 dagen van periostaal uit de endostale corticalis binnendringt Naarmate de regeneratie en revascularisatie voortschrijdt neemt de periostale appositie af en krijgt de preexistente corticalis een spongiosastructuur (na 91 dagen) Na 109 dagen blijkt het grootste deel van de ischaemisch-necrotische corticalis geregeneerd De periostale botappositie is dan minimaal van dikte Het herstel is vrijwel volledig

Tussen cement en endostale corticalis ontstaat na enkele weken in al de beschreven coupes een fijn-collageen bindweefsellage, dat het botoppervlak nauw volgt Het moet waarschijnlijk worden geacht, dat de ruimte tussen bot en cement opgevuld wordt met dit bindweefsel Het is dus niet egaal van dikte, maar plaatselijk verdikt, waarbij uitsparingen in de corticalis door endostale botnieuwvorming worden opgevuld (Schenk, Willenegger, Bandi 1966, Bortzy 1969, Charnley 1970) In dit bindweefsellage treft men na 88 dagen vreemdlichaamreuscellen aan Deze bevinding stemt overeen met de gegevens uit de literatuur (Henrichsen-Jansen Krogh-Poulsen 1952, Debrunner 1953, Muller 1962, Huggler 1968, Willert-Schreiber 1969, Charnley 1970) De aanwezigheid van deze reus-

cellen zou op een afweermechanisme wijzen volgens genoemde auteurs. De reactie zou meer door de fysische eigenschappen van het implantaat worden opgeroepen dan door zijn chemische aard. Necrose en ontstekingsreactie werden in de omgeving van deze reuscellen niet vastgesteld.

Charnley (1970) toont in een uitvoerig histologisch onderzoek aan, dat de reuscelreactie tengevolge van acrylcement alleen gezien wordt op plaatsen, waar tussen cement en omgevend weefsel geen krachten worden voortgeleid, bijvoorbeeld waar het cementoppervlak grenst aan vetweefsel.

Tot slot wordt opgemerkt, dat zich nieuw bot, met tetracycline gemerkte osteonen en trabekels, vormt in de directe omgeving van het acrylcement.

### *Conclusie*

Opspuiten van de gehele femurmergholte bij honden met acrylcement leidt tot partiele corticalis-necrose gepaard gaande met periostale bot-nieuwvorming. Beide reacties zijn reversibel en hebben waarschijnlijk als belangrijkste oorzaak beschadiging van de arteriae nutritiae.

Gezien de grote hoeveelheid ingespoten acrylcement moet ook met een thermische beschadiging rekening gehouden worden. Door revascularisatieprocessen wordt de ischaemisch-necrotische corticalis van periostaal uit geleidelijk geregenereerd, een proces dat na 61 dagen voor het eerst in de serie coupes wordt vastgesteld en dat zich na 109 dagen tot de endostale corticalis heeft uitgebreid. Aan de endostale zijde van de corticalis ontwikkelt zich een bindweefsellagje wisselend van dikte, waarin vreemdlichaamreuscellen worden aangetroffen.

Ontstekingsreacties in de omgeving van het acrylcement worden niet waargenomen. Gesteld kan worden, dat een blijvend nadelige invloed van het acrylcement en de operatieprocedure op het beenweefsel in dit tijdelijk begrensde experiment niet wordt gezien.

### MECHANISCH EXPERIMENT

#### INLEIDING

Voor een goed begrip van het mechanisch experiment is een anatomische beschrijving van het femur gewenst (Backmann 1957, Rydell 1966, Lohman 1967 en Huggler 1968). Verwezen wordt naar de tekeningen 2 en 3, pag. 120.

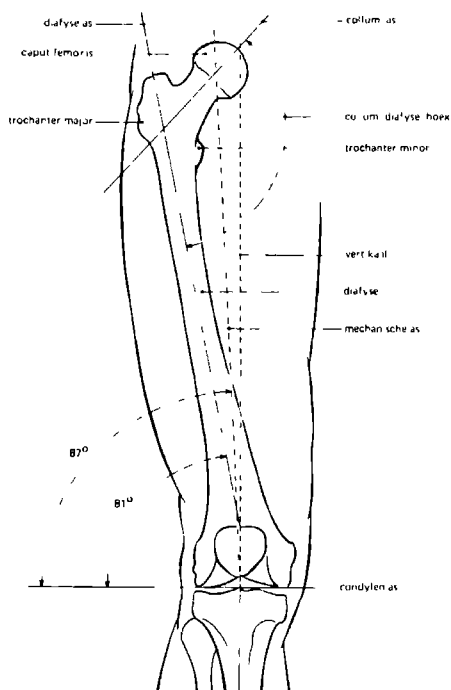
Het femur is het langste en zwaarste beenstuk van het lichaam, bestaand uit:

- het corpus, de schacht of de diafyse
- het proximale einde:
  - caput
  - collum
  - trochanter major
  - trochanter minor
- het distale einde:
  - condylus medialis
  - condylus lateralis.

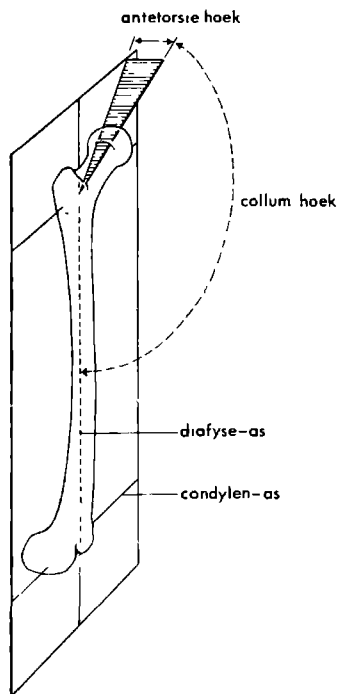
In de normale fysiologische stand in rust blijkt de schacht schuin van lateraal boven naar mediaal onder te verlopen. In het frontale vlak is de schacht aan de voorzijde convex, aan de achterzijde concaaf gebogen. Het punt van de sterkte kromming ligt iets boven het midden van het femur. Het collum loopt ten opzichte van de schacht naar mediaal boven en voor. Het collum is bij volwassenen gemiddeld 3 cm lang en is evenals het caput femoris in dorso-ventrale richting licht gecomprimeerd. Door de aanwezigheid van het collum verloopt de mechanische as buiten de femurdiafyse. De dyafyse-as en de mechanische as van het femur maken respectievelijk een hoek van  $9^\circ$  en  $3^\circ$  met de verticale lichaamsas (zie tekening 2, pagina 120).

Hoeken tussen het collum en de diafyse van het femur:

- antetorsievlak:
  - vlak door diafyse- en collum-as.



Tekening 2



Tekening 3

— antetorsiehoek:

hoek tussen antetorsievlak en het vlak gevormd door diafyse-as en condylen-as. Deze hoek varieert van  $+33^\circ$  tot  $-13^\circ$ , gemiddeld  $14^\circ$ .

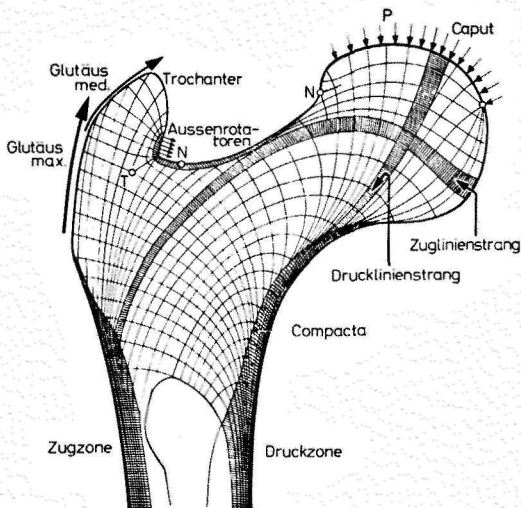
— collumhoek:

deze wordt gevormd door de hoek tussen collum-as en diafyse-as. Bij volwassenen bedraagt deze hoek gemiddeld  $126^\circ$  met een variatiebreedte van  $115^\circ$  tot  $140^\circ$  (von Lanz en Wachsmuth 1938).

Op doorsnede vormt het collum een ellips. Het vlak door de grootste as van de ellips en de collum-as wordt hoofdvlak genoemd. Dit hoofdvlak maakt een hoek van  $25^\circ$  naar achter met het antetorsievlak. De diafyse is behalve in het distale gedeelte op doorsnede min of meer rond en vertoont aan de achterzijde een ruwe lijst, de linea aspera. Op de overgang van trochanter major naar collum, dus ter hoogte van de linea en crista intertrochanterica, is het oppervlak onderbroken door de foramina nutri-

tia, waardoor de epi- en metafysaire vaten uit de arteriële ring verlopen.

Caput, collum en proximale femur zijn inwendig spongieus gestructureerd, waarvan de botbalkjes een typisch verloop hebben. Deze structuur werd in 1838 door Bourgerie en Ward voor het eerst beschreven (Frankel 1960). Culmann en van Meyer (1867) schreven aan dit verloop een betekenis toe: de inwendige botbalkjes zijn gericht in het verloop van de hoofdspanningsvlakken (Frankel 1960). Bovendien stelden zij vast, dat de bottrabekels loodrecht uitlopen op het gewrichtsooppervlak (zie tekening 4).



Tekening 4

Kraftfeld im proximalen Femurende (Aus: Wyss, Th.: Die Kraftfelder in festen Körpern. Vjschr.Naturforsch.Ges.Zürich 93 [1948])

Wolff (1870, 1892) verschafte een nauwkeuriger analyse van de inwendige botstructuur en legde het resultaat hiervan vast in de naar hem genoemde wet: elke verandering in vorm en functie van het bot leidt tot verandering in de inwendige botstructuur en in de uitwendige vorm volgens mechanische wetten. In deze structuur onderscheidt hij:

— trektrabekels:

verlopend van distale trochanter major boogvormig naar craniaal en proximaal naar het caudale caputdeel.

– druktrabekels:

ontspringen ter hoogte van de trochanter minor, deels verlopend naar lateraal, deels boogvormig opstijgend naar het craniale caputoppervlak.

Beide groepen van trabekels omsluiten een locus minoris resistentiae, de driehoek van Ward, waarvan de spongiosa wijdmazig gestructureerd is.

Aan bovengenoemde inwendige botstructuren schrijft men als functie toe het geleiden van de op de heupkop inwerkende krachten naar de diafyse (Smyth 1958, Bechtol 1959 en Tobin 1962).

Volgens Blaimont (1968) is nooit bewezen, dat de botbalkjes het exacte traject volgen van de krachtlijnen. Wel is zeker, dat variatie in richting en intensiteit van mechanische belastingen, de oriëntatie en de dimensies kunnen wijzigen van de spongiosabalkjes.

Een derde inwendige structuur wordt beschreven door Wolff (1869), Merkel (1874), Harty (1957) en Rydell (1966) als de calcar, de femoral spur en de Schenkelsporn. Het is een verticaal gerichte dichte botplaat binnen het proximale femur met als oorsprong het postero-mediale deel onder de trochanter minor, naar lateraal onder de trochanter major uitstralend. Naar proximale vormt de calcar een hechte verbinding met de achterzijde van de halscortex. Naar distaal breidt het zich vóór de trochanter minor uit naar de postero-mediale diafyse. De calcar zorgt voor de continuïteit van de cilindrische diafyse naar proximale. Zij versterkt de overgang van diafyse naar collum. Door de bestaande antetorsie en het cranio-mediaal gerichte collum zal bij belasting van de femurkop maximale druk worden uitgeoefend op de postero-mediale diafyse, waartegen deze inwendig versterkte calcarstructuur weerstand biedt.

De genoemde inwendige botstructuren kunnen beschouwd worden als condensatielijnen waarvan de richting bepaald wordt door de in het proximale femur optredende hoofdspanningen tengevolge van belasting (Pauwels 1968). Variaties in de collum-diafysehoek en in de antetorsiehoek kunnen tot spanningsveranderingen leiden in het proximale femur. Röntgenologisch ziet men dan ook verandering in het verloop en uitbreiding van de trabekelstructuur (Pauwels 1935, Inman 1947, Blount 1956 en Blaimont 1968).

Blaimont berekende de hoeveelheid bot in de verschillende secties van het femur. Volgens hem bestaat er een verdeling, die beantwoordt aan de



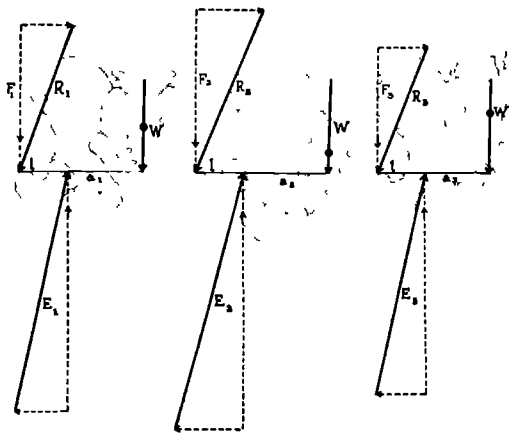
mechanische eisen, die aan het bot ter plaatse gesteld worden. Hij stelt hiermee een invloed vast van de belasting op de vorm en corticale dimensies.

## BESCHRIJVING VAN DE VERSCHILLENDE MEETEXPERIMENTEN

Vele onderzoekers hebben zich beziggehouden met de berekening van krachten, die bij verschillende standen op de heup inwerken (Marique 1945, Inman 1947, Blount 1956, Backmann 1957, Müller 1957 en Pauwels 1965). Deze berekeningen hebben betrekking op de krachten in het frontale vlak en dienen dus beschouwd te worden als benaderingen van de werkelijkheid. Bovendien gaat men vaak uit van een statische toestand, hetgeen praktisch nooit bereikt wordt.

Alle krachten die op de heup inwerken zijn:

- het lichaamsgewicht ( $W$ ),
- de pelvi-trochantaire spierkracht ( $R$ ),
- de reactiekracht ( $E$ ),



Tekening 5

Inman (1947) analyseert in een uitvoerige studie de grootte en richting van de reactiekracht  $E$  op het heupgewricht bij proefpersonen tengevolge van  $W$  en  $R$ , met het bekken in verschillende standen (zie tekening 5).

De richting van de reactiekracht blijft, ondanks de veranderingen in bekkenstand relatief gefixeerd wat betreft de hoek met de verticaal, de grootte van de reactiekracht E varieert vanwege de verplaatsing van het zwaartepunt. Vandaar dat tot voor kort algemeen werd aangenomen, dat de richting van de reactiekracht E door het caput constant is en onafhankelijk van de stand van het bekken.

De hoek tussen F en de verticaal bedraagt  $\pm 10^{\circ}$ - $15^{\circ}$ . Deze waarneming is van belang, omdat hij aantoonde dat het lichaamsgewicht niet verticaal op het caput femoris wordt aangebracht, maar een hoek maakt die overeenkomt met de hoek van de druktrabekels in collum en caput femoris. Als minimale statische drukkracht op het caput femoris bij staan op één been geeft Inman (1947) op 2,4 - 2,6x lichaamsgewicht.

(N.B. De richting van de verschillende spiervectoren werd bepaald door röntgenanalyse van de met Natriumjodide geïmpregneerde spieren, de grootte van de vectoren door bepaling van de massa der spieren. Hieruit stelde hij vectordiagrammen samen.)

Een nauwkeuriger analyse van de berekening van de krachten op het heupgewricht bij staan op een been werd onlangs gepubliceerd door McLeish en Charnley (1970). Volgens hen dient men bij de berekening meer rekening te houden met de localisatie van het zwaartepunt van het lichaam, dat varieert met de verandering van de bekkenstand en de curvaturen in de wervelkolom. Zij verwerpen de aanname van Inman (1947), dat de richting van de reactiekracht F door het caput constant is en onafhankelijk is van de stand van het bekken. Zij stellen juist, dat deze richting varieert met de bekkenstand. Naarmate de reactiekracht groter is, zal de richting meer naar de collum-as neigen in de richting van de druktrabekels van het collum.

Men moet wel bedenken, dat deze analyse van krachten op het heupgewricht slechts een benadering is van de werkelijke toestand.

De in de literatuur vermelde waarden voor de kracht op het caput femoris bij staan op een been zijn (Rydell 1966)

Koch (1917)	1,6x lichaamsgewicht
Hackenbrock (1961)	4,0x lichaamsgewicht
Evans, Lissner (1948)	2,5x lichaamsgewicht
Hockman (1957)	6 x lichaamsgewicht

Hoe deze waarden berekend zijn, wordt niet vermeld.

De proeven eveneens bij proefpersonen verricht door Rydell (1966) benaderen de praktijk het nauwkeurigst. Hij berekent de krachten door middel van rekstroomkjes, die hij op drie loodrecht op elkaar staande vlakken in de hals van een speciale heupendoprothese heeft gefixeerd. Een half jaar na insertie van deze prothese werden bij 2 patiënten de metingen verricht. Bij staan op het geopereerde been bleken de krachten 2,3 en 2,8x het lichaamsgewicht te zijn. Lopen over een horizontaal vlak belastte de femurkop van de ene patiënt tot 2x het lichaamsgewicht en bij de andere tot 3x het lichaamsgewicht. Bij hardlopen, overeenkomend met een snelheid van 9 km/uur werden in de prothese krachten gemeten tot 4,5x het lichaamsgewicht.

Voor lopen op een plat vlak zijn de bevindingen van Rydell (1966) wat de richting van de kracht betreft geheel in overeenstemming met de berekeningen van Inman (1947). De proef van Rydell mag beschouwd worden als een bevestiging van de theoretische berekening.

Voorts bleek, dat het aangrijpingspunt van de resultante der krachten, die op de kop inwerkten, aangreep in het supero-ventale quadrant. Dit gold voor alle actieve bewegingen in alle standen van het heupgewricht. De applicatie-area van de resulterende kracht bleek zeer beperkt te zijn, ongeacht de positie van de kop in het acetabulum. Deze beperkte richting van de resulterende kracht met betrekking tot de kop-prothese komt overeen met enkele anatomische details in het proximale femur:

- de hoofdas van de collum-ellips maakt een hoek van  $25^\circ$  naar dorsaal ten opzichte van de femur-as, waardoor maximale weerstand kan geboden worden tegen krachten uit verticale richting.
- de antetorsie van het collum biedt grote weerstand tegen horizontale krachten, aangebracht op de ventrale zijde van de kop.

Rabischong en Avril (1965) wijzen op het synergistisch verband tussen bot en spier. Bij biomechanische studies en experimentele onderzoeken moet men zich er rekenschap van geven, dat de sterkte in het samengestelde geheel bot–spier in hoge mate beïnvloed wordt door de spierwerking. Vanwege de curvatie in het femur en de aanwezigheid van het collum zal bij belasting van de kop de werkings- (mechanische-) as niet door de diafyse verlopen, maar er buiten vallen. Belasting van het femur wordt daardoor gecompliceerd door de optredende buiging.

Eenvoudiger dan theoretische berekeningen is het om tijdens de belasting de in het bot optredende deformaties aan het oppervlak te registreren. Uit deze registratie kan men door mathematische analyse en kennis van de fysische eigenschappen van bot de spanningen berekenen.

De vervorming tengevolge van belasting is afhankelijk van de plaats waar gemeten wordt en van de elastische eigenschappen ter plaatse (Blaimont 1965, 1968). Onder meer zal de grootte van de vervorming afhankelijk zijn van de afstand van het punt tot de neutrale lijn.

Er bestaan verschillende mogelijkheden om *in vitro* de spanningen op het botoppervlak (en in het bot) te meten, welke tijdens belasting hierin optreden:

- de stresscoat-techniek: hierbij wordt op het botoppervlak een vernis aangebracht. Tijdens belasting van het bot treden hierin barsten en scheuren op. Op deze plaatsen bepaalt men de maximale trekspanning (Küntscher 1935, Grundjean-Lissner 1945, Evans 1948, Pedersen, Evans, Lissner 1949 en Evans, Hayes, Powers 1953).
- de photo-elastische techniek: hierbij worden twee dimensionale bot-modellen vervaardigd uit kunststof en onder belasting met gepolariseerd licht doorschijnen. Onder invloed van de belasting ontstaan donkere en lichte banden, die corresponderen met de spanningsvelden (Milch 1940, Pauwels 1948, Kummer en Blaimont 1960 en 1963).
- de photo-stress-techniek: hierbij wordt het te onderzoeken bot met een plastic laag omgeven, nadat het bot reflecterend is gemaakt voor licht. Dit bot wordt belast en met behulp van gepolariseerd licht onderzocht (Rabischong 1964, Leduc 1966 en Blaimont-Wagner 1965).

Deze technieken geven geen quantitative indruk van de spanningen en zijn dus onvolledig bij het gebruik.

- de extensometrie:
  - a) met behulp van extensometrie (Okhuizen en Huggenberger) worden deformaties gemeten tengevolge van belasting. (Küntscher 1936, Marique 1945, Blaimont-Wagner 1965 en Wagner-Marneffe 1950).
  - b) rekstrookjes-techniek.

Door toepassing van deze technieken kon men spanningen en krachten in het bot bepalen.

De stress-coat-techniek was vooral in de jaren 1940-1960 in gebruik.

Evans (1948), Lissner (1948), Pedersen (1949), Hayes (1953) en Powers (1953) voerden vele belastingsproeven uit op femora, waarbij de plaatsen bepaald werden die tengevolge van tractie het sterkst deformeerden. De scheuren in de vernis zag men altijd aan de laterale en convexe femur-zijde bij belasting van de femurkop. Individuele variaties waren zichtbaar in de verdeling en intensiteit van de scheuren en bleken afhankelijk van:

- femurlengte
- botdiameter
- vorm
- curvaturen
- hoek collum—schacht
- anteversiehoek
- stand van het bot

Ook voerden zij belastingsproeven uit *in vivo* om de deformatiepatronen met de *in vitro*-experimenten te vergelijken. De resultaten in beide groepen uitgevoerd op hondenschedels bleken vrijwel identiek. Op welke wijze deze experimenten verricht werden, wordt niet vermeld. In overeenstemming met proeven van Marique (1945) en Küntscher (1936) tonen zij aan, dat bij belasting van het femur, waarbij de kracht verticaal aangrijpt op de kop, het bot zich gedraagt als een excentrisch belaste holle elastische buis. De grootste trekspanning treedt op in het proximale antero-laterale eenderde femur en in het collum superior. De mate van de botdoorbuiging wordt beïnvloed door de diameter van collum en diafyse, de dikte van de wand en door de curvatuur. Plaats en uitgebreidheid van het deformatiepatroon worden primair bepaald door curvatuur en diameter.

Vele belastingsproeven met humane femora werden verricht door Wagner en Marneffe (1950), Hirsch en Frankel (1960) en door Blaimont en Wagner (1965). Zij toonden onder meer aan, dat bij axiale en verticale belasting van de femurkop de uitgebreidheid en grootte van de in het femur optredende deformaties (trek- en drukspanningen) afhankelijk zijn van de toestand van het bot, zoals:

- de belastingsgrootte
- de leeftijd van het bot
- de vorm van het bot
- de fysische eigenschappen
- bestaande osteoporose
- spierspanningen

Onder meer bepaalden zij extensometrisch het neutrale vlak bij belasting van een normaal femur en na belasting van een femur, voorzien van een endoprothese. Van proximaal naar distaal bleek dit vlak in het femur van richting te veranderen. Werde bovendien de normale anteversie bij de

prothese-insertie niet aangehouden, dan veranderde ook het neutrale vlak van richting. In dit geval kan men zich voorstellen dat de functionele aanpassing van dat femur aan de nieuwe verhoogde belastingsplaatsen een nadelige desequilibratie verschaft tussen de botstructuren en de plaatsen die door de prothese verhoogd belast worden. Een optredende hoekvariatie in de richting van het neutrale vlak kon leiden tot een verplaatsing van de zwaarst belaste punten.

Bij belastingen van een met een prothese voorzien femur bleek de maximale deformatie gelocaliseerd te zijn ter hoogte van de steelpunt. Zonder prothese werd de maximale deformatie aangetoond ter hoogte van de trochanter minor. Cementering van de prothese deed de sterkte bij een verticale belasting met 420% toenemen. Bij toenemende belasting fractureerde het femur ter hoogte van de steelpunt.

Voorts stelden zij vast, dat de weerstand tegen flexie van een met een prothese voorzien femur bij toenemende belasting met 14–42% verminderde. Zij kwamen tot de conclusie dat de prothese in het proximale femur de spanningsverdeling wijzigt. Spanningsconcentraties worden vastgesteld ter hoogte van het collum inferior en de laterale corticalis ter hoogte van de steelpunt. Volgens hen zouden de röntgenologische structuurveranderingen in het proximale femur wijzen op een transformatie van het bot: een aanpassing van het bot aan de nieuwe belastingstoestand. Voordat het nieuwe evenwicht na het plaatsen van de prothese zich heeft ingesteld, is de breekbaarheid van het femur duidelijk verhoogd (14–42%). Frequent optredende fractures in het femur direct onder de steelpunt worden vermeld door Parrish, Jones (1964) en Wagner (1967).

Proeven ter bepaling van de fysische eigenschappen werden uitgevoerd door Glasser (1947), Evans en Lebow (1951), Smith en Walmsley (1960), Hirsch (1958), Sedlin (1966), Semb (1966), Comtet, Rozier, Vassal en Arene (1967), Blaimont en Burny (1968), Halleux en Jedwab (1968) en Da Silva (1970). Onder meer bepaalden zij de botweerstand tegen tractie en druk, de hardheid van bot en de elasticiteitsmodulus. Vergelijking van de opgegeven waarden voor dezelfde fysische grootheid toont een grote spreiding. De wijze waarop de grootheden bepaald worden, wordt niet altijd vermeld. Naar onze mening is het weinig zinvol om deze gegevens als vergelijkingsmateriaal te hanteren.

Volgens Pauwels (1965) mag men de theoretische berekeningen van de

spanningen in het bot tengevolge van druk- en trekbelasting niet zonder meer betrekken op de *in vivo*-experimenten. Vochtigheid, temperatuur en spierwerkingen kunnen o.a. tot variaties leiden in de resultaten. Echter beduidend minder zijn deze variaties dan die welke kunnen optreden door het verschil in individu en in plaats. Met andere woorden: de individuele verschillen van de fysische eigenschappen zijn groter dan die verschillen, die in hetzelfde individu optreden door variatie in vochtigheid en temperatuur (Sedlin, Hirsch 1966, Semb 1966).

## REKSTROOKMETINGEN

(Potma 1966, Dijkman 1969 en Reichert 1970)

Het meten met behulp van rekstrookjes is gebaseerd op de verandering van de elektrische weerstand van een geleider als het materiaal van de geleider wordt gerekt of gestuikt. De weerstand van de gerekte draad is ten opzichte van de niet uitgerekte toegenomen, omdat de draad langer en dunner is geworden. De weerstand wordt kleiner, als de draad door stuk verkort en verdikt wordt. Met behulp van het rekstrookje meet men aan het oppervlak de lengteverandering in één bepaalde richting, namelijk in de richting van zijn lengte.

De rekstrookjes, waarvan het metaaldeel bestaat uit een vlakgewikkeld patroon van constantaanband (enkele micron dik), moeten de lengteverandering van het op rek of druk te onderzoeken materiaal nauwkeurig kunnen volgen. Zij dienen derhalve hecht op het te onderzoeken materiaal gefixeerd te zijn.

Tussen de specifieke lengteverandering ( $\epsilon$ ) en de specifieke weerstandverandering ( $\frac{\Delta R}{R}$ ) bestaat een lineair verband:

$$\frac{\Delta R}{R} = K \times \epsilon$$

waarin  $K$  een evenredigheidsfactor voorstelt (die door de fabrikant van het rekstrookje wordt opgegeven). Het is dus mogelijk om met een rekstrookje rechtstreeks de specifieke lengteverandering ( $\epsilon$ ) te meten. Aangezien de optredende weerstandsveranderingen hier zeer gering zijn, is rekstrookmeetapparatuur nodig om deze veranderingen te registreren.

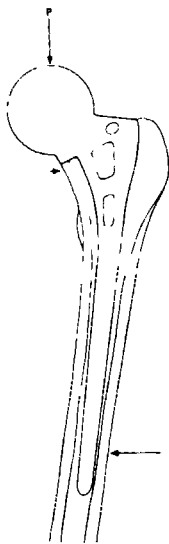
Om de spanning ter plaatse te bepalen moet men de rek in verschillende richtingen kennen. In zogenaamde 'rosetten' zijn nu op één drager drie filamenten verenigd, zodat op de plaats waar de rosette is aangebracht drie rekken kunnen worden geregistreerd (zie tekening 16, pagina 144). Indien de rekken in drie verschillende richtingen bekend zijn, ligt hiermee de vervormingstoestand in dit punt vast. Bijvoorbeeld kunnen berekend worden:

de hoofdrekken en de hoofdrekrichting.

(N.B. De hoofdrekken ( $\epsilon_1$  en  $\epsilon_2$ ) zijn respectievelijk de grootste en kleinste rek, optredend in het vlak van het rekstrookje. De hoofdrekrichtingen staan loodrecht op elkaar.)

## EIGEN ONDERZOEK

In hoofdstuk I werd in het na-onderzoek een hoog percentage losse heupendoprothesen vastgesteld. De röntgenologische botreacties die hiermee gepaard gaan, localiseren zich hoofdzakelijk rondom het resterende *collum inferior* en in de laterale corticaliswand ter hoogte van de



prothesesteelpunt. Deze localisaties stemmen overeen met die plaatsen in het proximale femur, die bij belasting van de prothese het meest betrokken zijn (zie tekening 6). Om juist in deze gebieden een indruk te krijgen van de optredende verticale-, omtreks- en schuif-spanning tengevolge van verticale belasting van de prothese, werden rondom het *collum inferior* 3 (A, B en C) en op de laterale corticaliswand in principe 7 (O, P, D, E, F, G en H) rosette rekstrookjes gefixeerd (zie tekeningen 15 t/m 29, pagina 146 t/m 158). Bovendien werden nog rekstrookjes geplakt ter hoogte van de steelpunt aan de voorzijde (K) en achterzijde (L) en 1 (M), 5 cm onder de trochanter minor aan de mediale zijde.

De metingen werden uitgevoerd op humane cadaver-femora, waarvan de gegevens staan vermeld in tabel 17 (pagina 136-137).

Tekening 6





Foto 28  
*Rosetterekstrookjes op femur*

Teneinde een indruk te krijgen van de invloed van het acrylcement bij de fixatie van de prothese op de spanningsverdeling in het proximale femur, werden metingen verricht onder belasting van een ongecementeerde prothese, gevolgd door metingen onder dezelfde belastingen van een gecementeerde prothese in hetzelfde bot. In 8 gevallen werd dezelfde prothese gecementeerd, waarvan vier maal een Moore- en vier maal een Thompson-prothese. In 3 andere gevallen werd de ongecementeerde Moore-prothese vervangen door een gecementeerde Müller-prothese met dezelfde kop-diameter en in 2 gevallen werd een ongecementeerde Moore-prothese vervangen door een gecementeerde Müller-prothese met een kleinere kop-diameter, zodat men de invloed kon nagaan van het acrylcement: in het ene geval bij cementering van eenzelfde Moore- en Thompson-prothese, en in het andere geval door vergelijking van een ongecementeerde Moore-prothese met een gecementeerde Müller-prothese kan men naast de invloed van het cement een indruk krijgen van het effect van de kortere Müller-prothesesteel.

13 Cadaver-femora werden gebruikt, afkomstig van de afdeling Anatomie. Alle femora waren volgens hetzelfde fixatieschema bewerkt. De botten waren niet ontvet. Drogen vond plaats bij kamertemperatuur. De gegevens van elk gebruikt femur staan vermeld in tabel 17.

Het femur werd aan zijn basis zodanig in een bakje Araldit (Ciba-product) gefixeerd, dat de stand overeenkomt met de normale fysiologische stand in rust bij staan op beide benen, met de hielen aaneengesloten (zie foto 28, pagina 131). Na uitharding van 5 gewichtsdelens hars (C Y 230) met 1 gewichtsdeel harder (H Y 956) stond het femur stabiel gefixeerd. Vervolgens werd een kop-hals-prothese geplaatst, waarvan de kopdiameter vrijwel overeen kwam met die van de originele kop. Bij de insertie van de prothese werd gestreefd naar het behoud van de anteversiehoek en werd het proximale femur zo zuinig mogelijk voorgeboord en uitgeraspt om de prothese zo stabiel mogelijk gefixeerd te houden.

In tabel 17 staat de afsteuning vermeld van de prothesekraag op het resterend collum, tevens wordt de stabiliteit van de prothese in de mergholte vermeld.

De femora werden ontvet, maximaal op de plaatsen waar de rekstrookjes geplakt werden. Als ontvettingsmiddel werd gebruikt: trichloor-

aethylene B.P. (product van I.C.I.). De rekstrookjes werden op het bot gelijmd met de snelkleefstof X-60 (Hottinger Baldwin Messtechnik, Darmstadt). (Zie foto 29, pagina 134). Aan elke filament werden draden van 1 meter lengte gesoldeerd, die doorverbonden werden met de meetautomaat (Automatic digital Straingauge Measuring System, Peekel, Rotterdam).

Het bot werd op een stalen stabiele werktafel gefixeerd. Om een zo verticaal mogelijk gerichte belasting te verwezenlijken van de prothesekop, teneinde de belastingsas te laten samenvallen met de mechanische as van het femur, werd een stalen vierkante plaat geconstrueerd die om de prothesekop werd geklemd (zie foto 30, pagina 135). In de bovenrand is een gleuf gefraisd, waarin een ronde staaf past. Deze staaf is bevestigd aan een juk, waaraan twee bakken hangen met de gewichten. Om beweging tussen plaat en prothesekop uit te sluiten werd carborundumpoeder tussen de contactoppervlakken gestrooid.

Elk femur werd als volgt belast:

1. *In ongecementeerde status:*

0 → 60 → 0 → 60 → 0 → 60 → 0 → 60 → 0 → 60 → 0 kilogram

0 → 120 → 0 → 120 → 0 → 120 → 0 → 120 → 0 → 120 → 0 kilogram

0 → 180 → 0 → 180 → 0 → 180 → 0 → 180 → 0 → 180 → 0 kilogram

In de belaste en onbelaste fase werd in ieder meetpunt de rek gemeten. Tijdens de belasting werd de verplaatsing in mediale richting geregistreerd door een micrometer, die tegen de prothesekop was geplaatst. Daarna werd de prothese geëxtraheerd, terwijl het bot in dezelfde stand op de tafel gefixeerd bleef. Met behulp van een metalen spuit werd de proximale mergholte met acrylcement opgespoten, waarna dezelfde of een andere prothese in het femur werd geplaatst volgens onderstaand schema:

Ongecementeerd		Gecementeerd		Bot
Moore	51/21	Müller	42	C 4, C 25
Moore	48/19	Müller	48	C 70, C 71, C 72
Moore	51/21	Moore	51/21	US 35-36
Moore	48/19	Moore	48/19	C 73, C 74, C 22
Thompson	51/13	Thompson	51/13	C 5
Thompson	48/13	Thompson	48/13	C 8, C 34 Re, C 34 Li

## 2. Ingecementeerde status:

Volgens hetzelfde belastingsschema als onder 1.

Tussen het einde van de eerste meetserie en het begin van de tweede meetserie werd minimaal 1 uur gewacht om de invloed van de polymerisatiewarmte van het acrylcement op de rekstrookjes zo gering mogelijk te houden. Bij deze tweede meetserie werd eveneens de mediale verplaatsing van de prothesekop gemeten.

Vermeld dient te worden, dat bij bot C 34 rechts en C 34 links in eerste instantie de originele kop werd belast, waarna de eerste meetserie volgde. Vervolgens werd ter plaatse kop-hals gereseceerd en een Thompson-prothese geplaatst. Hierna werd de tweede meetserie verricht volgens hetzelfde belastingsprogramma. Tot slot werd de prothese gecementeerd, waarna een derde meetserie volgde. Van deze twee femora werden dus drie metingen verricht. Tijdens de meetprocedure

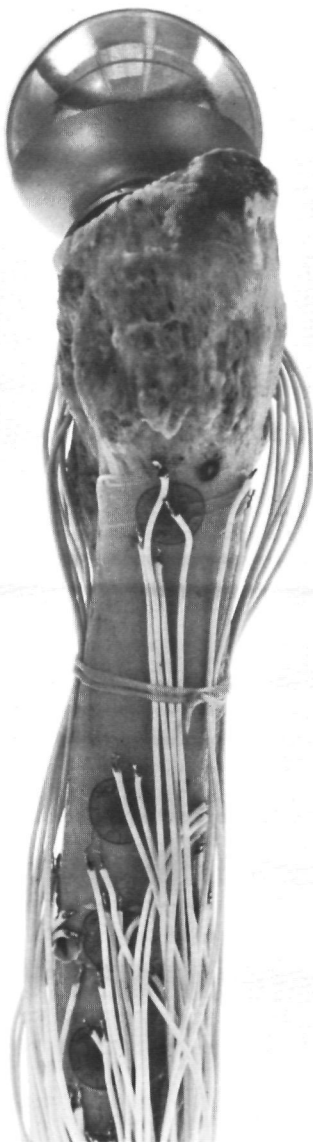
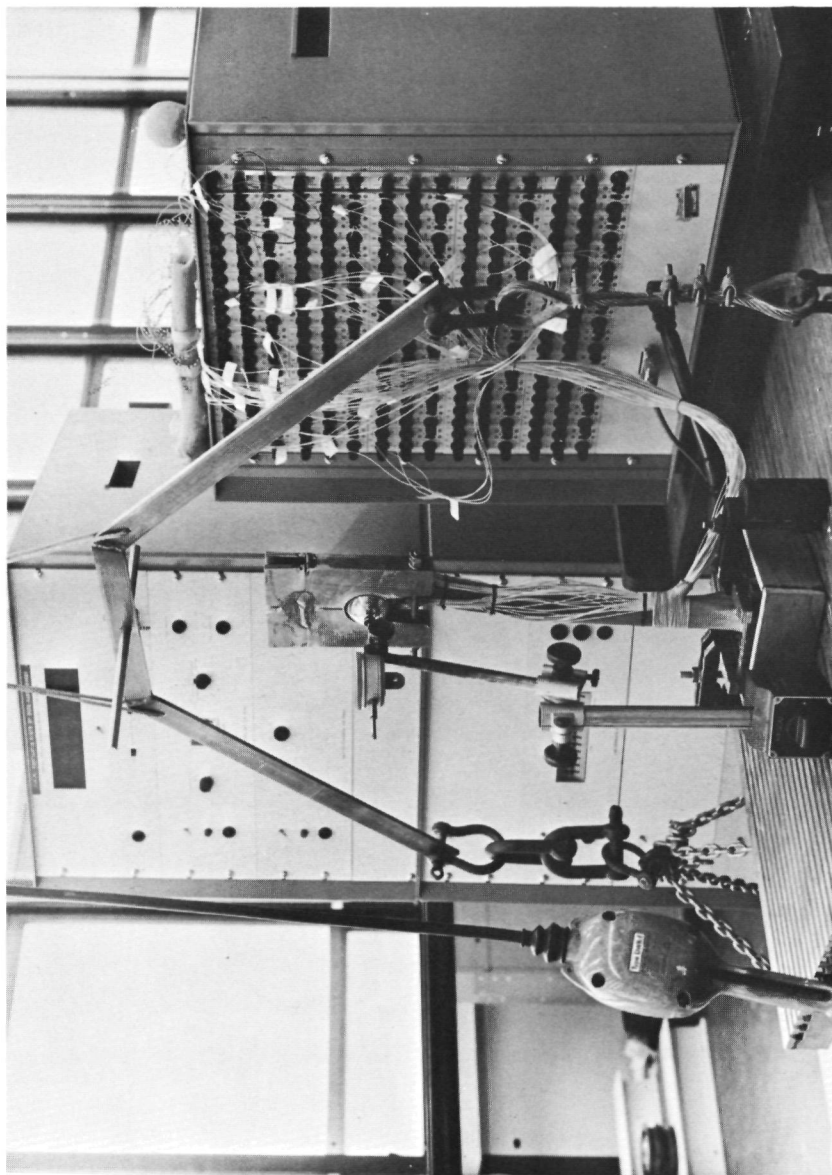


Foto 29  
*Rosettirekstrookjes op femur*



*Foto 30*  
*Proefopstelling van de femur-belasting*

TABEL 17 - Botgegevens

Nummer	C 4	C 25	C 72	C 70	C 71
Rechts/links	li	li	li	li	re
Geslacht	ml.	ml.	ml.	ml.	ml.
Leeftijd (jaar)	68	88	77	75	74
Conservering (jaar)	17	14	9	10	9
Lengte (cm (trochanter major - raakvlak aan condylen)	43,5	52,5	45,5	43,5	44,5
Omtrek ter hoogte van trochanter minor	10,5	10,0	10,0	10,0	11,0
Maximale antecurvatie (cm)	3,5	2,5	2,5	3,0	3,0
Hoek diafyse-as/mechanische as (graden)	7	6	7	7	6
Ongecementeerde prothese	Moore 51/27	Moore 51/21	Moore 48/19	Moore 48/19	Moore 48/19
Gecementeerde prothese	Müller 42/13	Müller 42/13	Müller 48/13	Müller 48/13	Müller 48/13
Antetorsie ongecementeerd (graden)	10	5	12	15	10
Antetorsie gecementeerd (graden)	10	5	12	15	10
Afsteuning:					
Collum inferior	goed	goed	slecht	volledig	partieel
Collum anterior	slecht	gering	partieel	partieel	goed
Collum posterior	slecht	gering	partieel	partieel	goed
Bewegelijkheid ongecementeerd	los	vast	los	vast	vast
Verplaatsing (mm)					
ongecementeerd	8,61	8,04	6,10	5,13	3,35
gecementeerd	11,36	8,16	6,45	6,27	4,49

US 35-36	C 73	C 5	C 8	C 34	C 34	C 22	C 74
re	li	li	re	re	li	re	li
vr.	ml.	ml.	vr.	ml.	ml.	ml.	vr.
60	89	73	53	63	63	67	85
1	9	17	17	13	13	17	4
43,0	46,0	46,0	45,5	40,0	40,0	42,0	46,0
11,5	11,0	11,5	11,5	10,5	10,5	10,0	10,5
2,5	2,5	3,5	4,0	3,0	3,0	3,0	3,5
7	7	7	7	7	7	7	6
Moore 51/21	Moore 48/19	Thompson 51/13	Thompson 48/13	Thompson 48/13	Thompson 48/13	Moore 48/19	Moore 48/19
Moore 51/21	Moore 48/19	Thompson 51/13	Thompson 48/13	Thompson 48/13	Thompson 48/13	Moore 48/19	Moore 48/19
5	15	10	20	15	15	10	25
5	15	10	20	15	15	10	25
goed partieel partieel	goed goed goed	goed goed goed	goed goed goed	goed goed partieel	goed goed partieel	goed goed goed	goed goed goed
los	vast	vast	vast	vast	los	vast	vast
3,14	3,54	6,12	7,23	4,30	5,40	6,50	6,00
2,90	3,23	5,03	6,90	6,20	7,10	4,50	5,20
				5,80	6,40		

van ieder bot bleef de stand van het femur aan de basis gefixeerd. Het computerprogramma verschaft de gemiddelde waarden van de hoofdrekken op de diverse meetpunten en tevens de hoek  $\phi$  in graden, die de richting aangeeft van de hoofdrek met het filament, dat een hoek van  $45^\circ$  maakt met de verticaal. Uit deze waarden kunnen de verticale-, omtreks- en schuifspanning berekend worden ter plaatse van het rekstrookje op het bot.

Teneinde een vergelijkbaar overzicht te verkrijgen van de verschillende grootheden (rek, spanning en hoek) op de meetpunten A t/m O van ieder bot gedurende de belasting van 180 kg en een vergelijkbaar overzicht van hetzelfde bot met een ongecementeerde en een gecementeerde prothese, werden van alle botten vóór de eerste en na de tweede meetserie röntgenopnamen gemaakt in voor- en achterwaartse en in zijdelingse richting, waarbij gestreefd werd de projectiefout tussen beide opnamen zo gering mogelijk te houden. Vervolgens werden beide voor- en achterwaartse opnamen van elk bot op één transparant overgetrokken, links de ongecementeerde, rechts de gecementeerde prothese.

Bij ieder meetpunt werden de volgende waarden uitgedrukt

$\epsilon_1$  en  $\epsilon_2$  in microrek

$\phi$  = de hoek in graden

$\sigma_x$ ,  $\sigma_y$  en  $\tau$  = respectievelijk axiale- omtreks- en schuif-spanning in  $\text{kg/cm}^2$

Aldus krijgt men een redelijk exacte vergelijking tussen de rekken en spanningen in dezelfde meetpunten in het ene geval met een ongecementeerde prothese en in het andere geval met een gecementeerde prothese in hetzelfde bot. De geconstateerde verschillen in rek en spanning in dezelfde meetpunten kunnen dan grotendeels worden toegeschreven aan de invloed van het acrylcement, zeker in die gevallen waar dezelfde prothese werd gecementeerd (US 35-36, C 73, C 5, C 34 Rc, C 34 Li, C 22 en C 74).

Op pagina 146 tot en met 158 staan de resultaten afgebeeld. Onder de afbeelding van ieder bot staat vermeld

- het identificatienummer van het bot,
- type prothese
- ongecementeerd/gecementeerd
- belastingsgrootte in kilogrammen
- verplaatsing van de prothese naar mediaal onder de belasting van 180 kg in millimeters

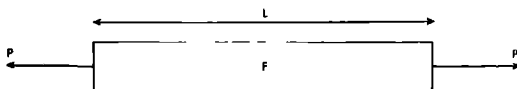


## THEORIE

Teneinde enig inzicht te krijgen in de gevonden meetresultaten werd gebruik gemaakt van de lineaire elasticiteitsleer zoals deze ontwikkeld is in de technische mechanica. De hierna gegeven summier samenvatting van de theorie is gebaseerd op notities van Ir W.J. Reichert. Het doel van de samenvatting is om enkele gehanteerde begrippen enige achtergrond te verschaffen. Voor nadere precisering moet worden verwezen naar leerboeken op dit gebied \*)

Vooraf moet worden opgemerkt, dat het materiaal van het bot niet volledig aan de te stellen specificaties voldoet. Er wordt verondersteld, dat het materiaal homogeen en isotroop is en de lineaire wetten van Hooke en Poisson volgt. Als eerste benadering wordt dit gedrag echter door ons aangehouden.

De elasticiteitsleer berust op een drietal experimentele gegevens



Tekening 7

I. Belast men een isotrope rechte staaf, waarvan de lengte  $\ell$  en de doorsnede  $F$  is, met een kracht  $P$  gelijkmatig over de einddoorsnede verdeeld, dan zal de verlenging  $\Delta\ell$  — op voorwaarde dat de evenredigheidsgrenzen niet worden overschreden — recht evenredig zijn met de kracht  $P$  en met de lengte  $\ell$ , doch omgekeerd evenredig met het oppervlak van de doorsnede  $F$ , terwijl er verder nog een materiaalconstante zal optreden, de zogenaamde elasticiteitsmodulus  $E$ .

In formule wordt dit

$$\Delta\ell = \frac{P \ell}{E F} \quad (\text{wet van Hooke}) \quad (a)$$

$\frac{\Delta\ell}{\ell}$  = de specifieke rek, wordt aangeduid met  $\epsilon$

---

\* Een ons inziens geschikte inleiding is van J.P. den Hartog 'Strength of materials' 1961, Dover Publications, New York, vertaald als 'Sterkteleer' 1967, Prisma-Technica.

$\frac{P}{F}$  = de kracht per eenheid van oppervlak wordt aangeduid met  $\sigma$  ofwel de spanning.

Na substitutie volgt:  $\epsilon = \frac{\sigma}{E}; |\epsilon| \ll 1.$  (b)

II. Men constateert tijdens de belasting van de staaf niet alleen de verlenging, maar ook het dunner worden van de staaf. Geven wij nu een toename aan door een + en een afname met een -, dan wordt de zogenaamde dwarscontractie:

$$\epsilon_{dw.} = -\frac{\sigma}{m \cdot E} \quad (c)$$

waarin m de constante van Poisson voorstelt.

Een drukkracht zou de staaf korter en dikker maken. Geeft men dan zo'n drukkracht P het negatieve teken  $-P$ , dan wordt  $\sigma = -\frac{P}{F}$ , dus ook negatief. Gevolg is, dat  $\epsilon = \frac{\sigma}{E}$  ook negatief wordt, dus de staaf wordt korter en  $\epsilon_{dw.} = \frac{\sigma}{mE}$  wordt dan positief, hetgeen wil zeggen, dat de staaf dikker wordt.

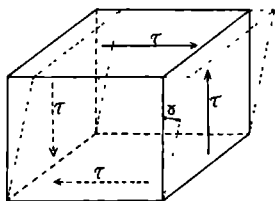
III. Belast men een blokje door krachten in het vlak ( $\tau$  = schuifspanning), dan kan het resultaat als volgt in formule gebracht worden:

$$\gamma = \frac{\tau}{G}$$

waarin  $\gamma$  = afschuifhoek in radialen:  $|\gamma| \ll 1.$

$\tau$  = schuifspanning

G = glijdingsmodulus.



Tekening 8

Er bestaat een verband tussen E, m en G:

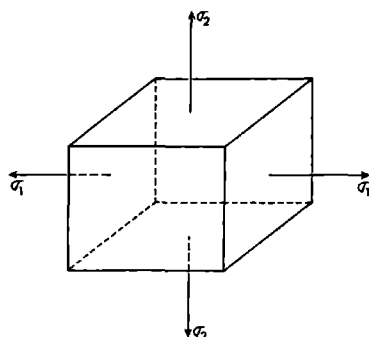
$$G = \frac{mE}{2(m+1)} \quad (d)$$

Neemt men verder in aanmerking de zogenaamde evenwichtsvoorwaarden, waaraan de krachten moeten voldoen, en bovendien de voorwaarden die er toe leiden dat het vervormde materiaal blijft 'aansluiten' (zogenaamde compatibiliteitsvoorwaarden), dan verkrijgt men een stelsel vergelijkingen, dat tezamen met de randvoorwaarden een sluitende mathematische beschrijving geeft van het elasticiteitsprobleem.

Door een aanname te maken inzake het vervormingspatroon, verkrijgt men soms voor de praktijk voldoende nauwkeurige resultaten.

Bijvoorbeeld: bij buiging blijft een vlakke doorsnede loodrecht op de buigingsas vlak (Bernoulli).

*Voorbeelden:*



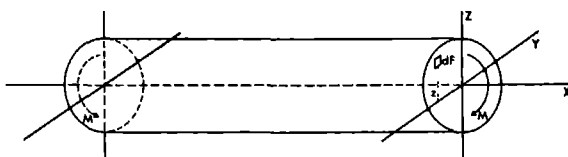
Tekening 9

1. Denken wij ons een kubus, belast volgens tekening 9, dan zal de lengte van een ribbe tengevolge van de spanning in zijn lengterichting toenemen en door de spanning er loodrecht op, door de dwarscontractie afnemen, dus:

$$\epsilon_1 = \frac{1}{E} (\sigma_1 - \frac{\sigma_2}{m}) \quad (e)$$

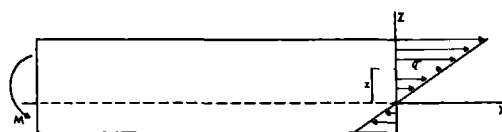
$$\epsilon_2 = \frac{1}{E} (\sigma_2 - \frac{\sigma_1}{m}) \quad (f)$$

2. Buiging van een staaf door koppels die in een symmetrievlak van de staaf liggen (tekening 10).



Tekening 10

Het koppel met moment  $M$  werkt in het  $X-Z$  vlak. Tengevolge van het buigend mo-



Tekening 11

ment is er in de dwarsdoorsnede een lineaire normaalspanningsverdeling (tekening 11). De  $Y$ -as gaat door het zwaartepunt van de dwarsdoorsnede.

Een geometrische grootheid  $I = \int_{opp F} z_2^2 dF$  speelt een rol (het zogenaamde

traagheidsmoment ten opzichte van de  $Y$ -as).

Voor de normaalspanningen geldt:  $\sigma = \frac{M \cdot z}{I}$

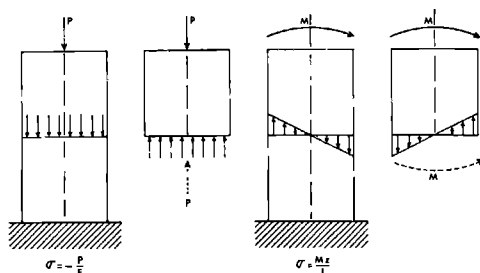
3. Belast men een staaf en wil men in een willekeurig punt in de staaf de spanning weten, dan maakt men een doorsnede door dat punt loodrecht op de as en stelt de evenwichtsvoorwaarden van het afgesneden deel op.

Hebben wij te maken met de som van die belastingen ( $P$  en  $M$ ), dan moet men de spanningen optellen (tekening 12).

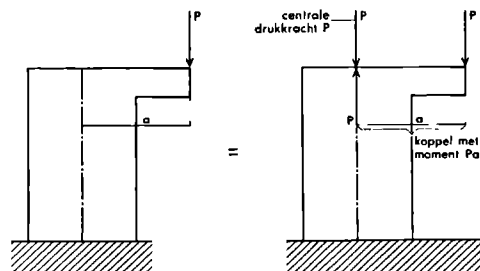
4. De spanningsverdeling bij een excentrisch gedrukte staaf kan uit voorbeeld 3 worden afgeleid zoals in tekening 13 is uitgedrukt. Hieruit volgt de resulterende spanningsverdeling, die in tekening 14 staat afgebeeld.

Denkt men aan een gecementeerde prothese en maakt men dan een doorsnede om ter plaatse spanningen te berekenen, dan is de toestand belangrijk ingewikkelder (zie tekening 15, pagina 143).

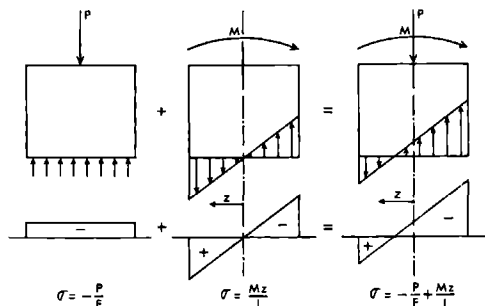
Bot, acrylcement en staal hebben elk een eigen materiaalconstante  $E$  en alle drie leveren zij hun bijdrage om het evenwicht te verzorgen. Verder is



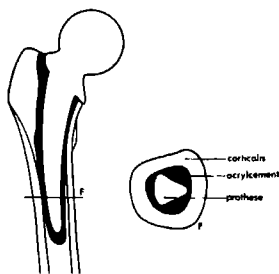
Tekening 12



Tekening 13



Tekening 14



Tekening 15

bot verre van isotroop, zodat men wel tot metingen moet besluiten. Van de verschillende mogelijkheden leek die met rekstrookjes het best te verwezenlijken. Hierbij moet men niet vergeten, dat de metingen aan het oppervlak verricht worden. Bij het oppervlak liggen in het algemeen ook de plaatsen met de grootste spanning.

Het is een gelukkige omstandigheid, dat men – indien men in een punt de rek meet in drie richtingen – ook de rek in iedere andere richting kan bepalen. Het blijkt, dat er twee loodrecht op elkaar staande richtingen zijn, waarvan de een die van de grootste rek aangeeft ( $\epsilon_1$ ), de ander die van de kleinste rek ( $\epsilon_2$ ), de twee zogenaamde hoofdrichtingen. Dit zijn tevens de richtingen van de hoofdspanningen.

Voor alle normaalspanningen hadden wij reeds gevonden (e, f):

$$\left. \begin{aligned} \epsilon_1 &= \frac{1}{E} \cdot (\sigma_1 - \frac{\sigma_2}{m}) \\ \epsilon_2 &= \frac{1}{E} \cdot (\sigma_2 - \frac{\sigma_1}{m}) \end{aligned} \right\} \rightarrow \begin{aligned} \sigma_1 &= \frac{m^2 \cdot E}{m^2 - 1} \cdot (\epsilon_1 + \frac{1}{m} \epsilon_2) \\ \sigma_2 &= \frac{m^2 \cdot E}{m^2 - 1} \cdot (\epsilon_2 + \frac{1}{m} \epsilon_1) \end{aligned} \quad \begin{aligned} (k) \\ (l) \end{aligned}$$

Gaat men de spanningen na op kleine vlakken rond het meetpunt loodrecht op het oppervlak, doch die niet loodrecht staan op de hoofdrichtingen, dan treden er behalve spanningen loodrecht op die vlakken (normaalspanningen  $\sigma$ ) ook nog spanningen op in die vlakken (schuifspanningen  $\tau$ ). De maximaal optredende normaalspanningen zijn de hoofdspanningen  $\sigma_1$  en  $\sigma_2$ . Voorzover het vlakken betreft loodrecht op het vrije buitenoppervlak, is de maximaal optredende schuifspanning:

$$\tau = \frac{\sigma_1 - \sigma_2}{2}$$

De meetgegevens (in casu de weerstandsveranderingen in het rekstrookje) werden via een elektronische apparatuur en een computer omgezet in de meetresultaten, te weten:

- grootte en richting van de hoofdrekken  $\epsilon_1$  en  $\epsilon_2$  in microrrek,  $\phi$  in graden,

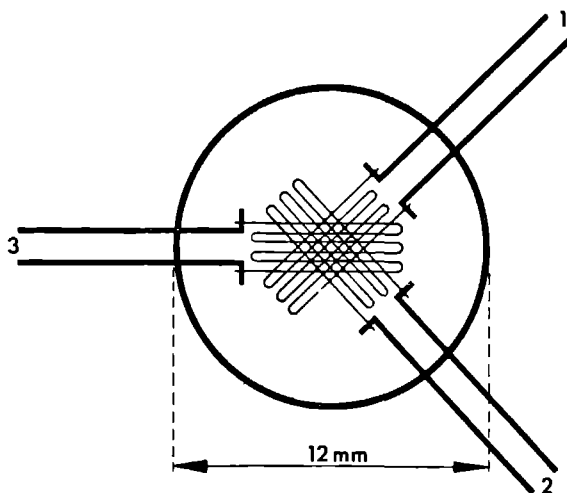
- grootte van de verticale spanning  $\sigma_x$ , omtrekspanning  $\sigma_y$ , schuifspanning  $\tau$ .

Om uit de hoofdrekken de verticale en omtrekspanning te berekenen, moeten m en E bekend zijn (zie e en f).

Voor m wordt in de literatuur opgegeven 2,4 – 3,0. Gemiddeld 2,7.

Voor E worden de volgende waarden in kg/cm<sup>2</sup> opgegeven:

$E = 1,87 - 2,09 \times 10^5$	Rauber	1876	} bepaald door middel van ex- tensometrie
$E = 1,83 - 2,00 \times 10^5$	Marique	1945	
$E = 1,50 - 2,40 \times 10^5$	Forssblad	1959	
$E = 2,22 - 2,48 \times 10^5$	Leduc	1966	} bepaald door middel van rekstrookjes
$E = 1,55 \times 10^5$	Frost	1967	
$E = 1,82 - 2,25 \times 10^5$	Blaimont	1968	



Tekening 16

Voor onze berekeningen hebben wij de gemiddelde waarden aangehouden: voor m: 2,7; voor E:  $2,0 \times 10^5 \text{ kg/cm}^2$ .

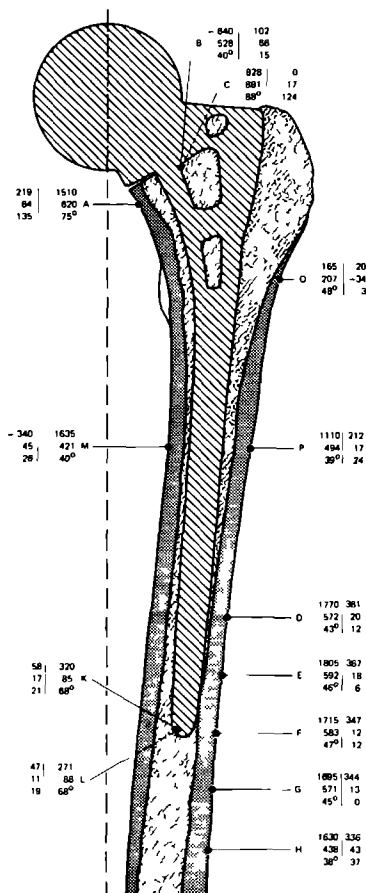
In het meetexperiment werden rekstrookjes gebruikt type HPR-5-11, vervaardigd door Tokyo SOKKI KENKYUJO CO., L.T.D. Het is een standaard draad-rekstrookje op een doorzichtige plastic onderlaag, die geïmpregneerd is met een polyester hars. Dit rekstrookje is bestand tegen een hitte van  $180^\circ \text{C}$ .

Gegevens:	rosettevorm	weerstand:	$120 + 0,3 \Omega$
	lengte 5 mm	factor K:	$1 = 2,01$
	wijdte 3 mm		$2 = 2,02$
			$3 = 2,02$
		temperatuurcompensatie $\alpha$	$= 11 \times 10^{-6} / ^\circ \text{C}$

De rosette werd zodanig op de diafyse geplakt, dat het filament 1 altijd wees in de lengterichting van de diafyse, en op het collum in de asrichting.

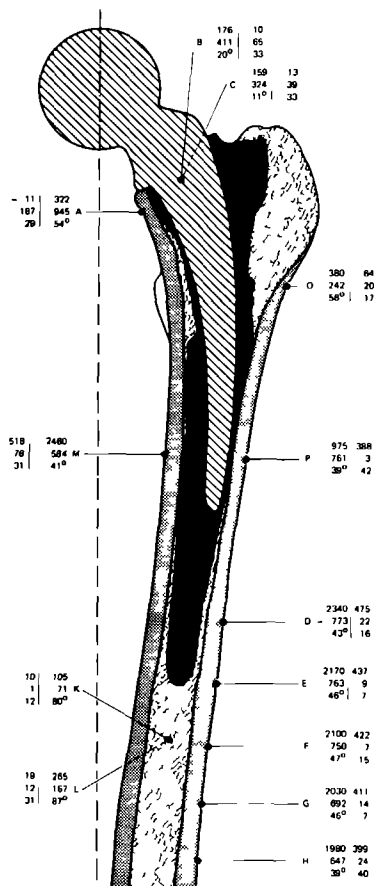
## MEETRESULTATEN

De meetresultaten staan vermeld naast de meetpunten van de verschillende botten op pagina 146 tot en met 158.



C4Li

Moore 51 mm  
ongecementeerd  
belasting 180 kg  
verplaatsing 8,61 mm

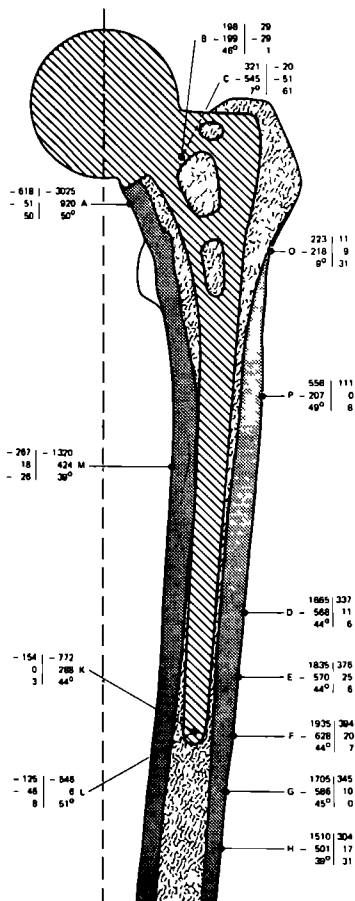


C4Li

Muller 42 mm  
gecementeerd  
belasting 180 kg  
verplaatsing 11,36 mm

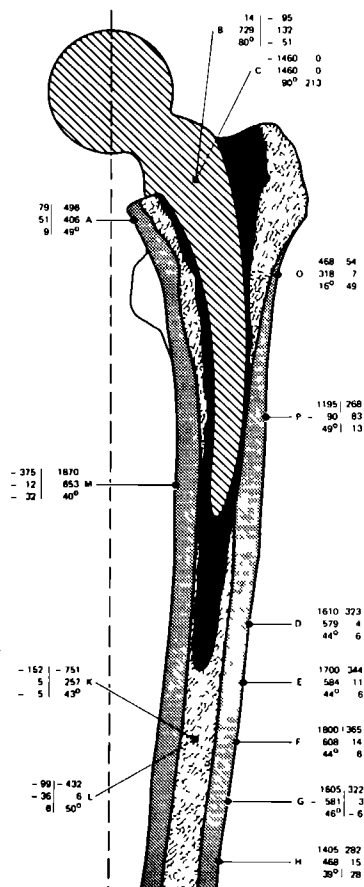
Tekening 17





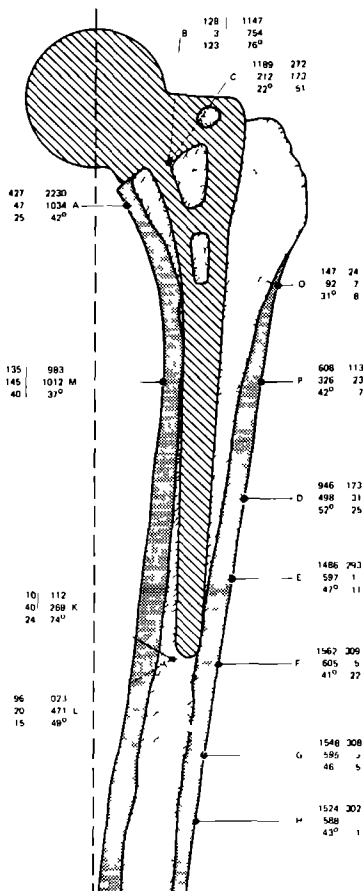
**C 25 Li**

Moore 51 mm  
ongecementeerd  
belasting: 180 kg  
verplaatsing: 8,04 mm



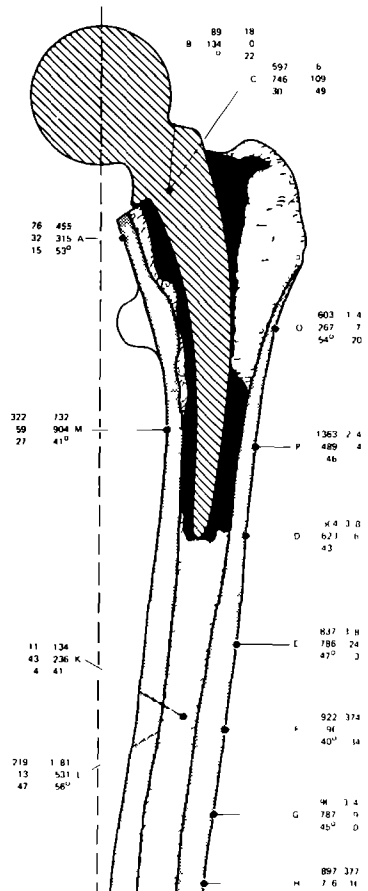
**C 25 Li**

Müller 42 mm  
gecementeerd  
belasting: 180 kg  
verplaatsing: 8,16 mm



C 72 L1

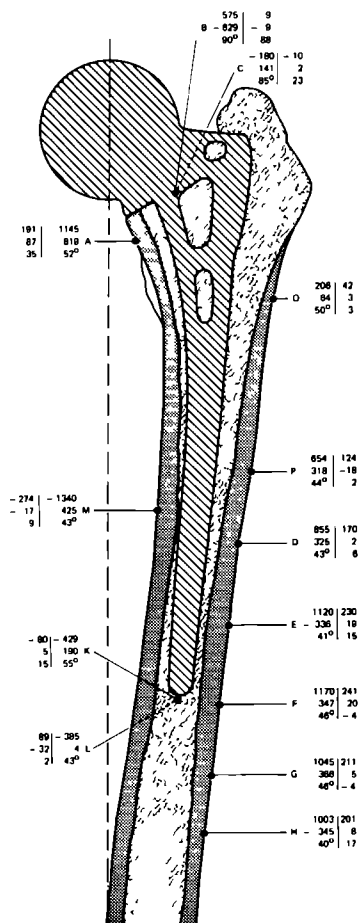
Moore 48 mm  
ongecementeerd  
belasting 180 kg  
verplaatsing 6,10 mm



C 72 L1

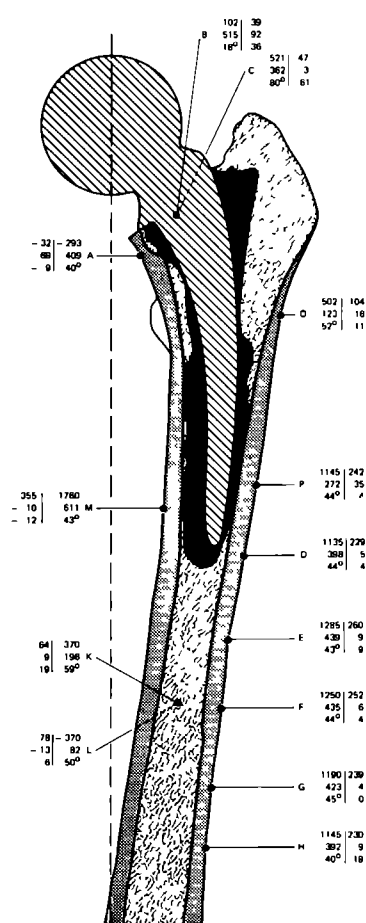
Muller 48 mm  
gecementeerd  
belasting 180 kg  
verplaatsing 6,45 mm

Tekening 19



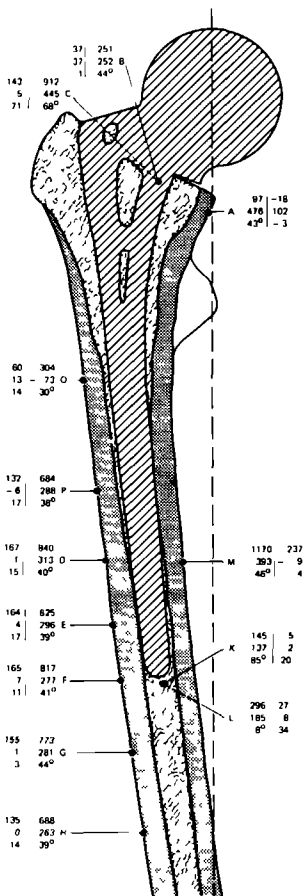
C 70 L<sub>1</sub>

Moore 48 mm  
ongecementeerd  
belasting 180 kg  
verplaatsing 5,13 mm



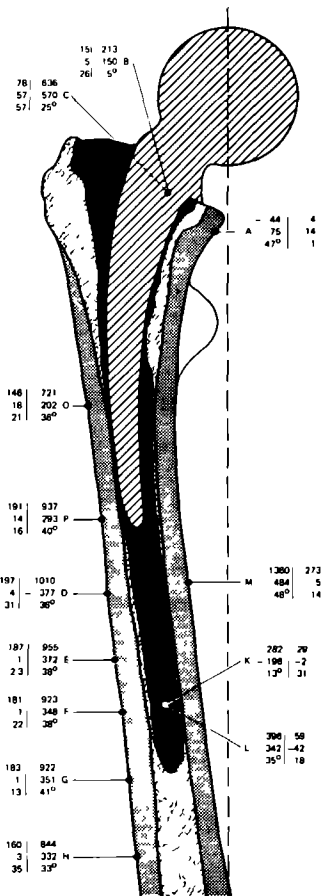
C 70 L<sub>1</sub>

Müller 48 mm  
gecementeerd  
belasting 180 kg  
verplaatsing 6,27 mm



*C 71 Re*

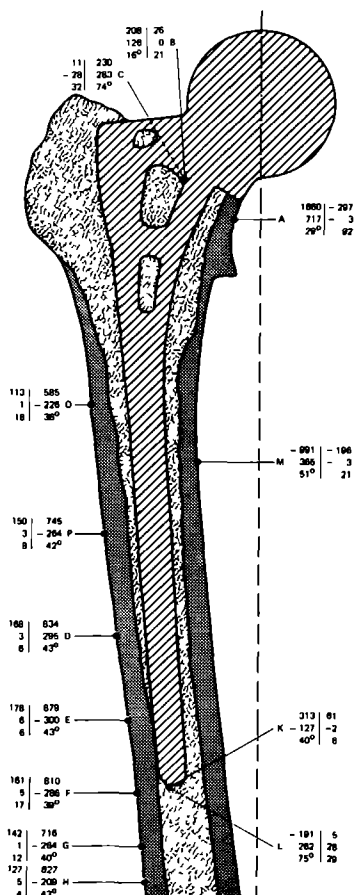
*Moore 48 mm  
ongecementeerd  
belasting 180 kg  
verplaatsing 3,35 mm*



*C 71 Re*

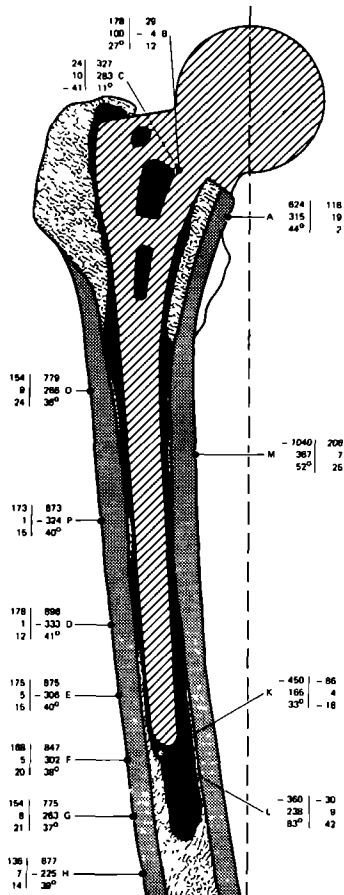
*Muller 48 mm  
gecementeerd  
belasting 180 kg  
verplaatsing 4,49 mm*

*Tekening 21*



US 35-36 Re

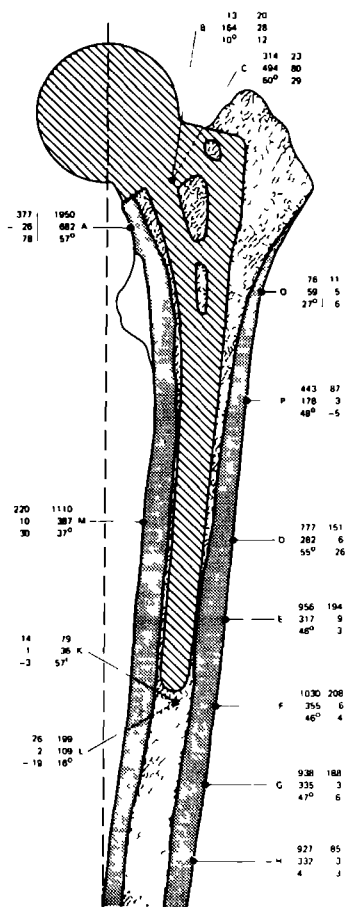
Moore 51 mm  
ongecementeerd  
belasting 180 kg  
verplaatsing 3,14 mm



US 35-36 Re

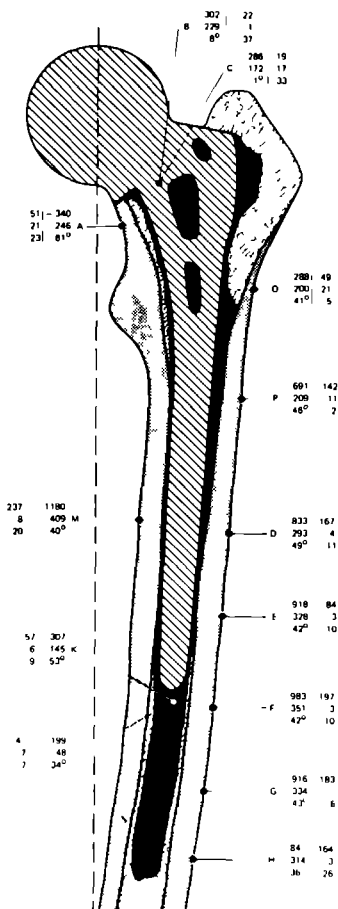
Moore 51 mm  
gecementeerd  
belasting: 180 kg  
verplaatsing; 2,90 mm

Tekening 22



*C 73 L1*

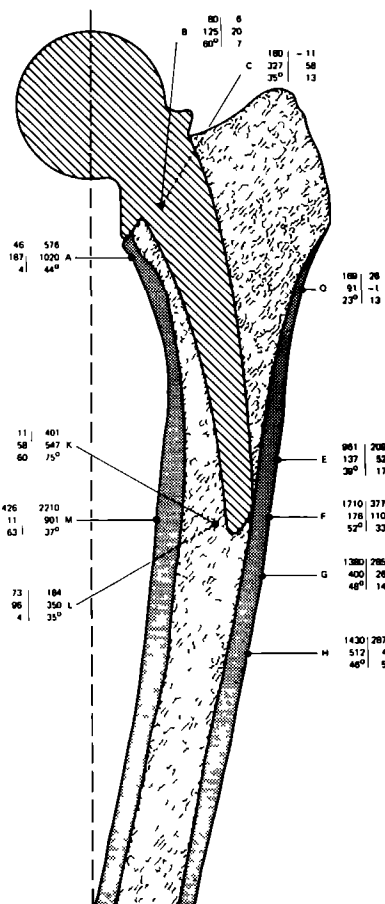
*Moore 48 mm  
ongecementeerd  
belasting 180 kg  
verplaatsing 3,54 mm*



*C 73 L1*

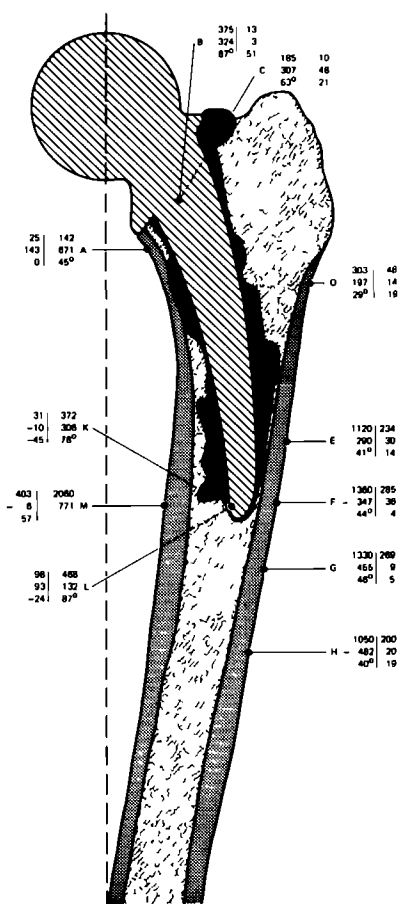
*Moore 48 mm  
gecementeerd  
belasting 180 kg  
verplaatsing 3,23 mm*

*Tekening 23*



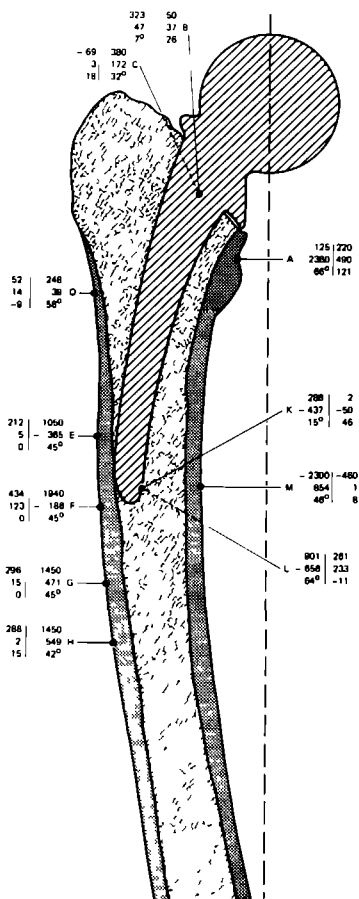
C5 L1

Thompson 51 mm  
ongecementeerd  
belasting 180 kg  
verplaatsing 6,12 mm



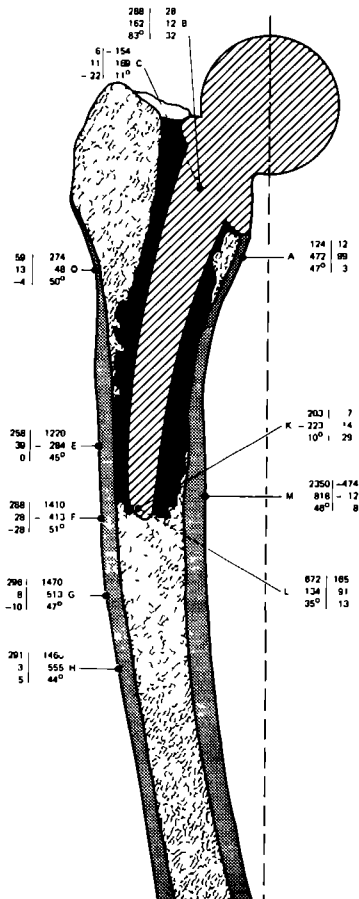
C5 L1

Thompson 51 mm  
gecementeerd  
belasting 180 kg  
verplaatsing 5,03 mm



C8 Re

Thompson 48 mm  
ongecementeerd  
belasting 180 kg  
verplaatsing 7,23 mm

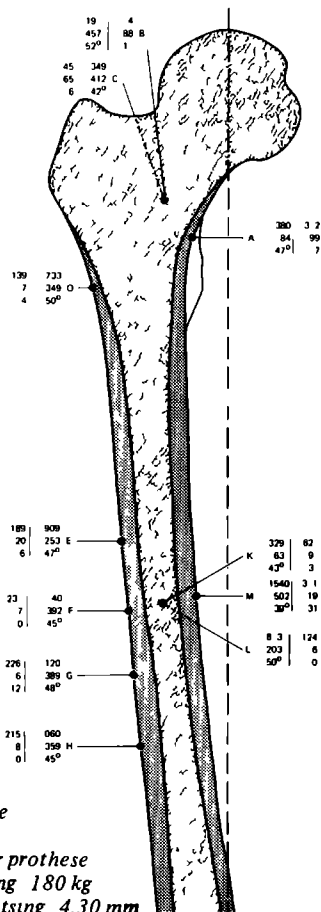


C8 Re

Thompson 48 mm  
gecementeerd  
belasting 180 kg  
verplaatsing 6,90 mm

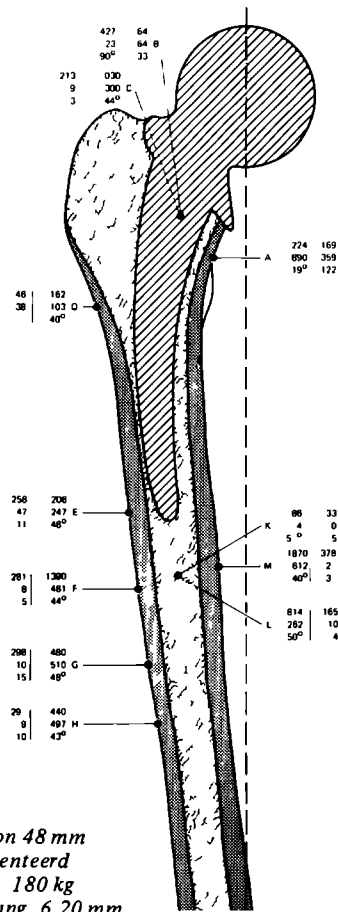
Tekening 25





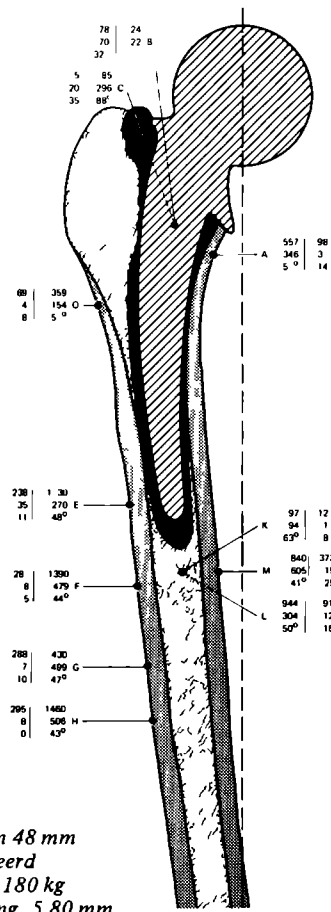
C 34 Re

Zonder prothese  
belasting 180 kg  
verplaatsing 4,30 mm



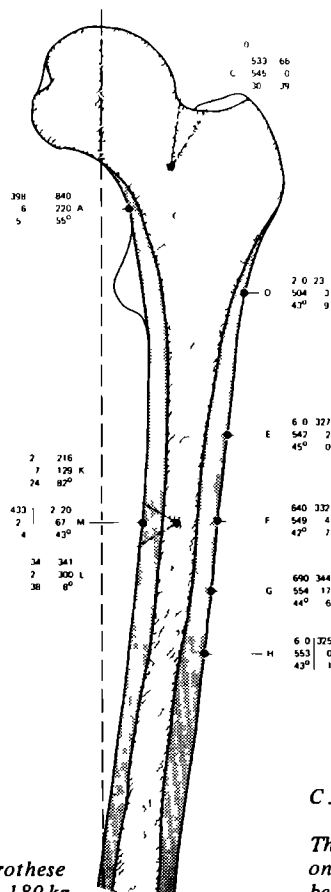
C 34 Re

Thompson 48 mm  
ongecementeerd  
belasting 180 kg  
verplaatsing 6,20 mm

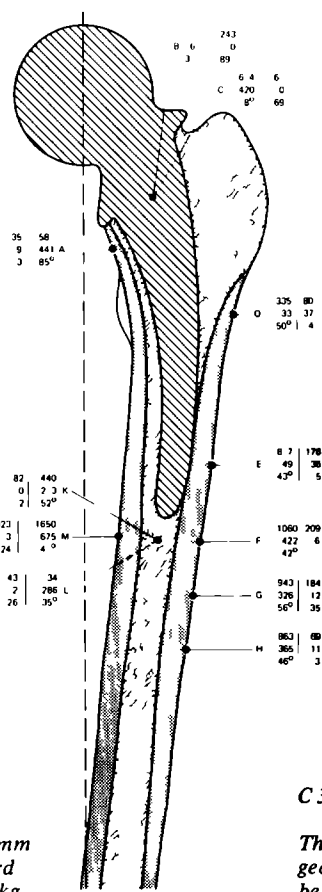


C 34 Re

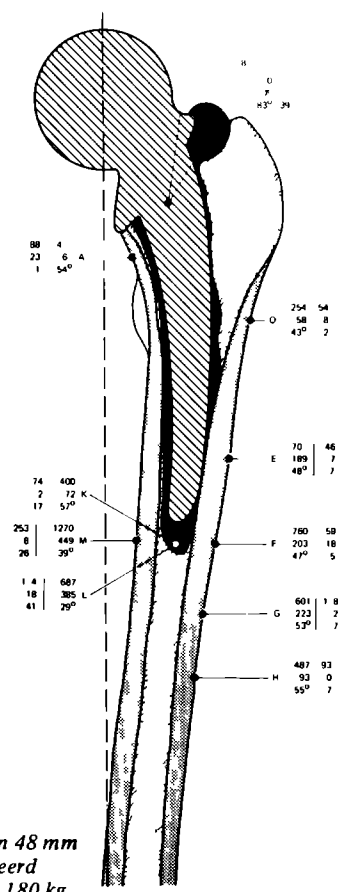
Thompson 48 mm  
gecementeerd  
belasting 180 kg  
verplaatsing 5,80 mm

**C 34 L1**

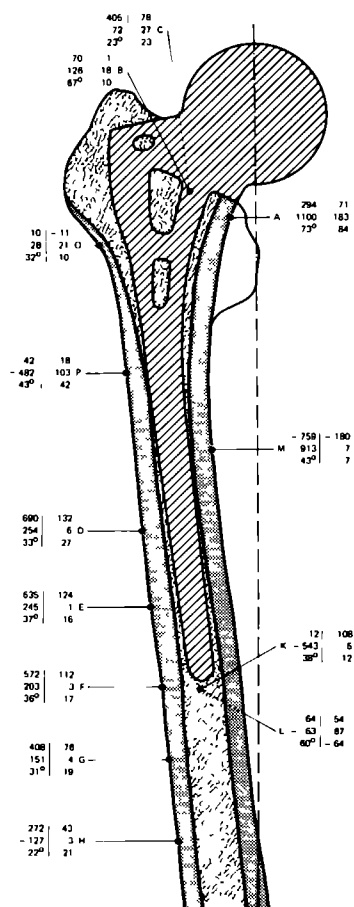
Zonder prothese  
belasting 180 kg  
verplaatsing 5,40 mm

**C 34 L1**

Thompson 48 mm  
ongecementeerd  
belasting 180 kg  
verplaatsing 7,10 mm

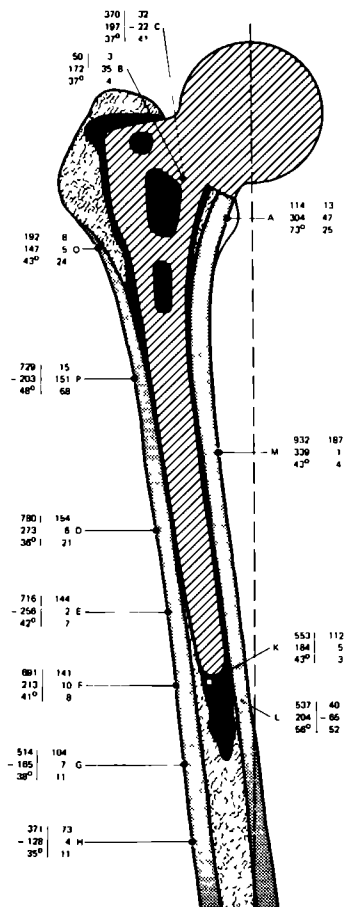
**C 34 L1**

Thompson 48 mm  
gecementeerd  
belasting 180 kg  
verplaatsing 6,40 mm



*C 22 Re*

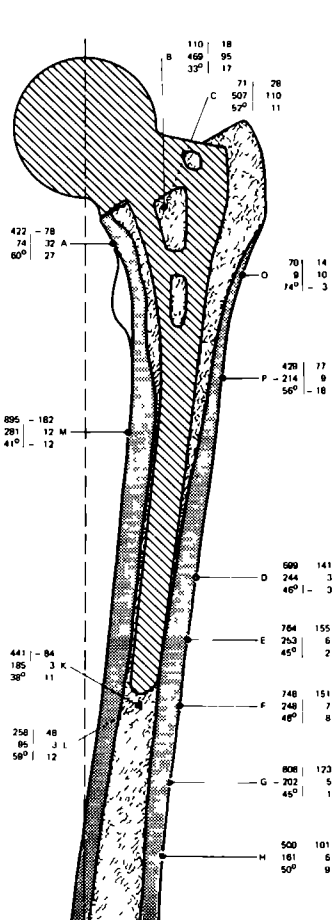
*Moore 48 mm  
on gecementeerd  
belasting: 180 kg  
verplaatsing: 6,5 mm*



*C 22 Re*

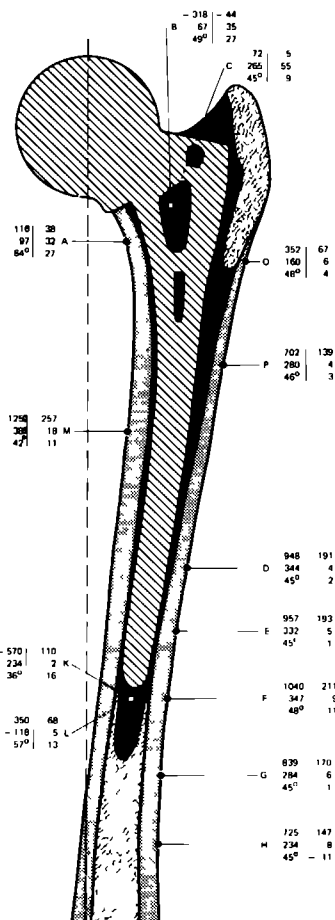
*Moore 48 mm  
gecementeerd  
belasting: 180 kg  
verplaatsing: 4,5 mm*

*Tekening 28*



C 74 Li

Moore 48 mm  
ongecementeerd  
belasting 180 kg  
verplaatsing 6,0 mm



C 74 Li

Moore 48 mm  
gecementeerd  
belasting 180 kg  
verplaatsing 5,2 mm

Tekening 29

Het doel van het mechanische experiment was een indruk te krijgen van de grootte der optredende spanningen op mechanisch zwaar belaste plaatsen, te weten ter hoogte van het resterend collum en van de steelpunt. Bovendien werd nagegaan de invloed van het acrylcement bij de fixatie van de prothese op de spanningsverdeling in het proximale femur.

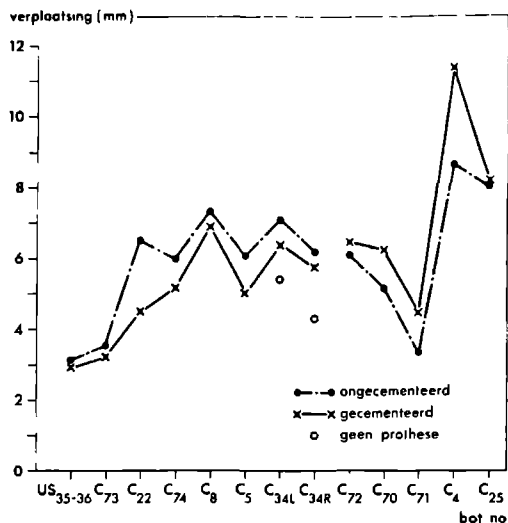
Vooropgesteld wordt, dat de resultaten van de optredende spanningen en vervormingen niet zonder meer van toepassing zijn op levend bot. Wij menen, dat deze resultaten wel beschouwd kunnen worden als vergelijkingsmaatstaf.

De meetresultaten behoren bij een belasting van 180 kg, hetgeen overeenkomt met een belasting van 2 tot 3 maal het lichaamsgewicht van een volwassene. De richting van de belasting werd verticaal genomen, omdat naar onze mening dit de werkelijkheid het meest getrouw benadert. Door de vrijwel constant optredende insufficiëntie van de abductormusculatuur in de na-onderzochte groep van losse prothesen zal de resultante van de op de heupkop werkende krachten nagenoeg verticaal gericht zijn. Met nadruk wordt gesteld, dat deze belastingstoestand de normale toestand *in vivo* slechts benadert. Bij deze verticale belasting van 180 kg bleek, dat er geen elastische nawerking optrad in het bot en dat de spanning en verplaatsing evenredig waren met de belastingen.

Door de belasting zal het femur doorbuigen, waardoor verplaatsing optreedt. Meting van deze verplaatsing geeft een maat voor de stijfheid van het bot. De verplaatsing in horizontale richting werd gemeten door middel van een micrometer, die tegen de prothesekop was geplaatst. Om het resultaat van deze meting overzichtelijk voor te stellen, werd de verplaatsing grafisch weergegeven bij een belasting van 180 kg.

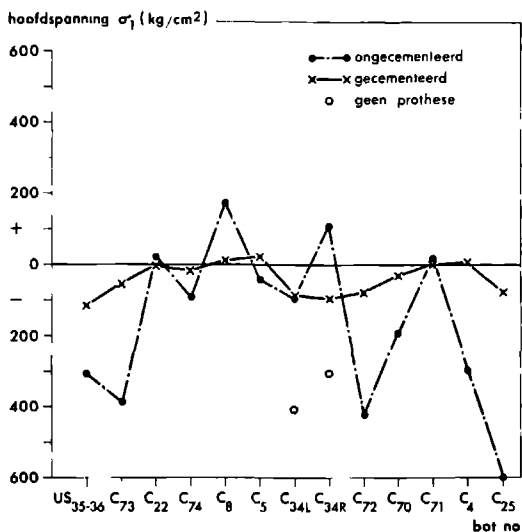
Om de vergelijking tussen de verschillende botten te vereenvoudigen werden ze in twee groepen gesplitst:

- groep I (C 73, US 35-36, C 22, C 74, C 8, C 5, C 34 re en C 34 li) die in ongecementeerde en in gecementeerde status dezelfde prothese heeft,
- groep II (C 72, C 70, C 71, C 4 en C 25) die in ongecementeerde status een andere prothese heeft dan in gecementeerde status.



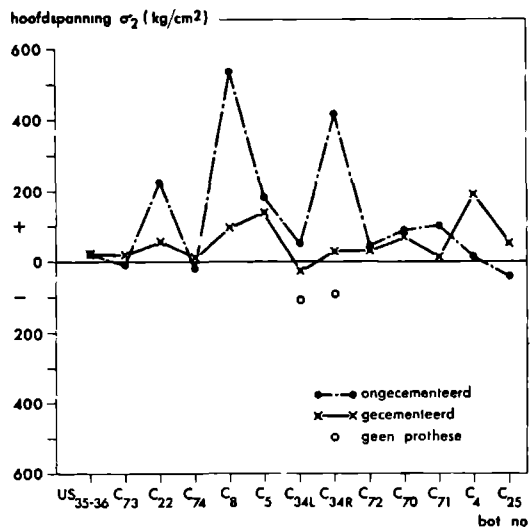
Grafiek 1

Verplaatsing in mm na belasting van de kop-hals-prothese met 180 kg  
 ongementeerd en gecementeerd zelfde lengte, gecementeerde prothese is stijver.  
 ongementeerde Moore-prothese is stijver dan gecementeerde Müller-prothese.

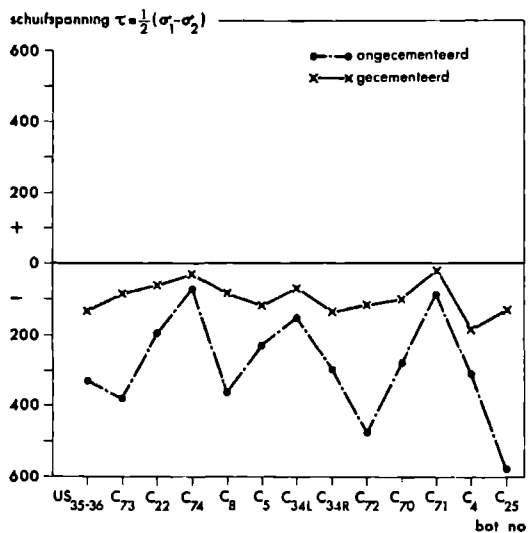


Grafiek 2

Hoofdspanning  $\sigma_1$  in meetpunt A



Grafiek 3  
Hoofdspanning  $\sigma_2$  in meetpunt A



Grafiek 4  
Schuifspanning  $\tau$  in meetpunt A

Groep I staat links, groep II staat rechts grafisch weergegeven (grafiek 1, pagina 160) Het blijkt dan, dat in groep I de verplaatsing bij de gecementeerde femora altijd kleiner is dan die bij de ongecementeerde prothese. De gecementeerde femora zijn derhalve stijver. Bovendien valt op, dat de botten C 34 re en C 34 li in de originele status stijver zijn dan met prothese, al dan niet gecementeerd. De oorzaak hiervan is, dat in de originele status een hecht contact bewaard is gebleven tussen kop, hals en trochanter major.

Voor groep II moet opgemerkt worden, dat de gecementeerde prothese van het type Muller is en de niet gecementeerde van het type Moore. De Muller-prothese heeft een kortere steel en de lengte van de hals is duidelijk langer en staat meer in varusstand gericht dan die bij de Moore-prothese. De belasting zal dan ook meer excentrisch aangrijpen, waardoor het buigend koppel groter wordt, hetgeen aanleiding geeft tot een grotere verplaatsing. Een voorbeeld hiervan is bot C 4, waar de afstand van de mechanische as tot de hartlijn van het femur een duidelijk verschil toont tussen de ongecementeerde en gecementeerde status. Ondanks het feit, dat de kortere Muller-prothesesteel is gecementeerd, zal de invloed van het koppel, dat de prothese tegen kanteling behoedt, vanwege de kortere arm beduidend minder zijn dan die van de langere Moore-prothesesteel.

De optredende verschillen in verplaatsing tussen de verscheidene botten moeten naar onze mening veroorzaakt worden door de verschillen in fysische eigenschappen en de wijze van conserveren, hetgeen in overeenstemming is met de bevindingen van Evans, Lebow (1948), Sedlin, Hirsch (1966), Sembe (1966) en Evans (1969).

De ongecementeerde lange prothese (Moore) heeft in groep II dus een gunstiger invloed op de verplaatsing dan de gecementeerde Muller-prothese.

Teneinde een indruk te krijgen van de sterkte van het bot bij een belasting van 180 kg hebben wij de hoofdspanningen ( $\sigma_1$  en  $\sigma_2$ ) en de maximale schuifspanning  $\tau$  berekend met behulp van de formules

$$\sigma_1 = \frac{m^2 E}{m^2 - 1} (\epsilon_1 + \frac{\epsilon_2}{m}) \quad \text{en} \quad \sigma_2 = \frac{m^2 E}{m^2 - 1} (\epsilon_2 + \frac{\epsilon_1}{m})$$

$$\tau = \frac{1}{2} (\sigma_1 - \sigma_2)$$



Ook hier hebben wij het resultaat grafisch weergegeven:  
in grafiek 2 voor de maximale hoofdspanning  $\sigma_1$  ,  
in grafiek 3 voor de minimale hoofdspanning  $\sigma_2$  en  
in grafiek 4 voor de maximale schuifspanning  $\tau$ .

Deze berekeningen werden uitgevoerd voor de spanningen in het punt A, omdat dit scharnierpunt naar onze mening het meest critieke punt is in de constructie en informatie over de optredende spanningen en de invloed van het cement op deze spanningen gewenst is.

In de literatuur worden zeer gevarieerde waarden opgegeven voor optredende spanningen in bot. De meeste waarden werden verkregen door bepaling van de verschillende fysische eigenschappen van botstukken van kleine afmetingen (Evans 1969). De omstandigheden, waaronder de meet-experimenten verricht zijn, variëren sterk; soms worden ze niet eens vermeld (Evans, Lissner 1948, Hirsch, Sedlin 1966, Sembe 1966, Blaimont 1968 en Evans 1969).

Als vergelijkingswaarden voor optredende spanningen menen wij gebruik te mogen maken van de meetresultaten verkregen na belasting van femur C 34 re, waarbij de originele kop in eerste instantie werd belast. Hierdoor verkrijgen wij enig inzicht in de grootte der optredende spanningen op identieke meetpunten bij belasting van het bot in de normale staat. De metingen verkregen na belasting van C 34 li moeten als niet geheel betrouwbaar worden gerekend, omdat de meetapparatuur tijdens de meting herhaaldelijk uitviel.

Beschouwing van de grafieken 2, 3 en 4 toont aan een duidelijke ontlasting van punt A door het cementeren wat betreft de maximale-, minimale- en schuif-spanning. Grafisch werden de hoofdspanningen ( $\sigma_1$  en  $\sigma_2$ ) en de maximale schuifspanning  $\tau$  weergegeven van het punt A. In de afbeeldingen op pagina 146 tot en met 158 staan voor alle meetpunten de verticale-, de omtrekspanning ( $\sigma_x$  en  $\sigma_y$ ) en de schuifspanning  $\tau$  vermeld naast de hoofdrekken ( $\epsilon_1$  en  $\epsilon_2$ ) en de hoek  $\phi$ .

Beschouwing van de resultaten in de meetpunten B en C respectievelijk aan de voor- en achterzijde van het resterend collum toont een grote spreiding. Deze spreiding wordt naar onze mening veroorzaakt door de grote variatie in structuur van het collum femoris. Ondanks deze spreiding is de invloed van het cement in alle 13 gevallen duidelijk merkbaar. In

deze punten B en C treft men bij de gecementeerde prothesen lagere spanningen aan dan ingeval van een ongecementeerde prothese.

In punt O, gelegen onder de trochanter major aan de laterale zijde van het proximale femur, worden bij de ongecementeerde prothese lagere waarden voor alle drie de spanningen geregistreerd dan bij de gecementeerde prothese. Wij stellen ons voor, dat waar het bot geen contact maakt met de prothesesteel, daar ter plaatse het bot ook minder van de belasting zal opnemen. De steel zal hier door zijn groter oppervlak meer van de belasting overnemen. Door cementering zal door het ontstane contact tussen steel en bot belasting op het bot worden overgedragen. Maar ook door de grotere stijfheid van het gecementeerde bot zullen de spanningen in punt O toenemen (zie de spanningen in punt O in bot C 34 re zonder prothese). Het gevolg zal zijn, dat in punt O bij de gecementeerde prothese de spanningen verhoogd worden. Dit konden wij in alle gevallen bevestigen.

Beschouwing van de punten P, D, E, F, G en H, gelegen op de laterale corticaliswand met punt F gericht op de hoogte van de steelpunt der prothese, toont in alle ongecementeerde gevallen een stijging van de verticale spanning tot een maximum, dat zich ter hoogte van meetpunt F localiseert, waarna een daling van de trekspanning optreedt. De maxima komen overeen met de plaatsen, waar de steelpunt contact maakt met de binnenwand. Het verloop van meetpunt tot meetpunt op de laterale corticaliswand is abrupt en steil.

Vergelijking met de waarden bij de gecementeerde prothesen toont wat betreft de localisatie van het maximum overeenkomst. De trend is, dat in groep I het maximum van de verticale spanning bij de gecementeerde prothese op een lager niveau ligt dan bij de ongecementeerde prothese; in groep II ligt het maximum van de verticale spanning bij de gecementeerde prothese (korte steel) op een hoger niveau dan bij de ongecementeerde. Dit is naar onze mening een gevolg van de geringere stijfheid van de gecementeerde korte prothese in groep II, waardoor de doorbuiging groter zal zijn. Het verticale spanningsverloop toont geen grote verschillen meer tussen de verschillende meetpunten. Het is een continue verloop. Door het acrylcement worden krachten over een groter oppervlak verdeeld.

In meetpunt M, gelegen op de mediale corticaliswand, treedt een verticale spanning op zowel tengevolge van de drukkracht en als gevolg van het

optredend buigend koppel. In groep I stemmen de waarden voor de verticale spanning bij de ongecementeerde en de gecementeerde prothese vrijwel overeen. In groep II zijn deze verschillen groter; zij worden ook hier veroorzaakt door de grotere invloed die het buigend koppel uitoefent (vergroting van de afstand meetpunt — werkingsas). Bovendien moet rekening gehouden worden met een mogelijke verandering in stand van de andere prothese in het bot.

De waarden voor de verticale spanning in de meetpunten K en L hebben over het algemeen lage waarden. Dit omdat de punten vrij dicht bij de neutrale lijn gelocaliseerd zijn. Relatief grote verschillen tussen K en L kunnen naar onze mening veroorzaakt worden, doordat de steelpunt van de prothese tegen de voor-, respectievelijk tegen de achterwand kan afsteunen. Bovendien zal de antecurvatie van het femur een rol kunnen spelen.

## CONCLUSIES

Beoordeling van de meetresultaten tussen identieke punten van de 13 botten toont een grote variatie, die onder meer veroorzaakt wordt door de verschillen in fysische eigenschappen van de botten en de relatieve stand van de prothese ten opzichte van het bot. Deze waarnemingen komen overeen met de resultaten van Blaimont (1968) en Evans (1969).

Wordt in een bot dezelfde prothese gecementeerd, dan blijkt de gemeten verplaatsing die als maat voor de stijfheid wordt gehanteerd in alle 8 gevallen minder te zijn dan wanneer de prothese ongecementeerd is. Het acrylcement maakt het bot als geheel stijver. Botten die zonder prothese belast werden, bleken stijver te zijn dan wanneer een prothese was geplaatst, al dan niet gecementeerd.

In geval een prothese met een kortere steel (type Müller) wordt gecementeerd en wordt vergeleken met een ongecementeerde Moore-prothese in hetzelfde bot, dan blijkt het bot met de ongecementeerde Moore-prothese in alle 5 gevallen stijver te zijn. De stijfheid wordt derhalve gunstig beïnvloed door de langere steellengte van de prothese. Het plaatsen van een prothese in het proximale femur vermindert de stijfheid van het bot, waarvan de mate voornamelijk afhankelijk is van de lengte van de prothesesteel en van het al dan niet cementeren van de

prothese. Een ongecementeerde Moore-prothese vermindert de stijfheid van het femur in mindere mate dan een gecementeerde Müller-prothese.

Cementering heeft wat betreft de optredende spanningen in het proximale femur een duidelijk ontlastend effect, maximaal in punt A, waar de prothesekraag afsteunt op het collum inferior. Het cement verdeelt de spanningen over een groter oppervlak.

De gemeten spanningen op vrijwel identieke meetpunten liggen over het algemeen hoger dan de waarden, gemeten aan een bot zonder prothese, met name bot C 34 re. Een uitzondering hierop vormt het meetpunt O, waarin de spanning bij belasting van de originele kop hoger is dan bij belasting van een ongecementeerde en gecementeerde prothese. Naar onze mening wordt dit veroorzaakt, doordat het contact tussen de originele kop en het trochanter major massief gehandhaafd blijft, waardoor dit punt O ook spanning kan opnemen; het tegengestelde is het geval bij een prothese, waarbij het contact door de collum-resectie onderbroken is (vergelijk pagina 164).

Wij willen hierbij opmerken, dat wij aan deze meetresultaten op het bot C 34 re, met originele kop, geen algemene conclusies willen verbinden. Wel achten wij het meetresultaat van belang voor een uitgebreider onderzoek.

Tot slot dient vermeld te worden, dat na cementering van de prothese de stabiliteit van de prothese in het proximale femur zeer hoog was. Extractie van de Moore-prothese, na minimaal 10 hamerslagen, leidde tot volledige verbrijzeling van het bot, terwijl extractie van een Thompson- en Müller-prothese pas mogelijk was na minimaal 5 harde hamerslagen. Bij deze laatste procedure bleef het bot en cement intact.

Uit het na-onderzoek blijkt duidelijk, dat men bij toepassing van een on gecementeerde kop-hals-prothese rekening moet houden met een verhoogde kans op een loszittende prothese.

Een verband blijkt te bestaan tussen een beweeglijke prothese en de subjectieve bevinding van de patiënt, de test van Trendelenburg en de röntgenologische structuurveranderingen in het proximale femur.

Alleen al op theoretische gronden blijkt, dat de fixatie van een on gecementeerde prothese weinig stabiel kan zijn.

Het mechanische experiment toont aan, dat cementering van de prothese in de besproken gevallen leidt tot een ontlastend effect en tot een gelijkmatige verdeling van spanningen in het proximale femur. Bovendien wordt de stabiliteit van de fixatie duidelijk verhoogd. De stijfheid van het femur wordt door het plaatsen van een prothese beïnvloed, waarbij het cementeren de ongunstige invloed hiervan verkleint. Genoemd werd de invloed van de lengte van de prothesesteel op de stijfheid van het bot, evenals de lengte en de steilheid van de opgerichte hals. In ons experiment blijkt de steellengte van de Moore-prothese het meest gunstig te zijn. Vanwege de bemoeilijkte extractie zouden wij echter willen adviseren dit type niet te cementeren, tenzij de prothese zonder vensters wordt uitgevoerd.

De stand van de prothese zal beïnvloed worden door de grootte van de krachten, die er op inwerken en door de bouw van de prothese. Hoe langer de hals en hoe kleiner de hoek tussen de hals en de steel, des te groter zal de kans zijn, dat de prothese van stand zal veranderen. In onze studie werden alleen die krachten beschouwd, die in het frontale vlak op de heupkop inwerken. Volgens Inman (1947), Smith (1958), Pauwels (1965) en Rydell (1966) is deze krachtvector beduidend groter dan de vector werkend in het transversale vlak en die van ventraal naar dorsaal gericht is. Juist deze kracht zal de prothese in retroversie willen draaien, de mate waarin zal afhankelijk zijn van de lengte en steilheid van de hals. De kracht

werkzaam in het frontale vlak zal, afhankelijk van zijn grootte en richting, de prothese in varus dreigen te kantelen. Door een lange prothesesteel kan aan deze standverandering weerstand worden geboden. De Moore-prothese heeft als enige van de drie door ons gebruikte prothesen een gunstige steellengte, die tegen een dreigende varisering van de prothese weerstand kan bieden. De hals is langer en minder steil gericht dan die van de Thompson-prothese. Het voordeel hiervan is, dat de trochanter major meer naar lateraal wordt gebracht dan bij de Thompson-prothese. Als nadeel van deze constructie moet gezien worden, dat door de langere en minder steil gerichte hals respectievelijk een groter draaiend moment en een toename van de varusstand van de prothese kunnen optreden.

De Thompson-prothese heeft een steil gerichte en korte hals, een korte steellengte en een volumineuze steel. De kans op een retroversie en varisering is hierdoor kleiner. De Müller-prothese lijkt sterk in bouw op de Thompson-prothese de hals is echter langer en minder steil gericht, vrijwel overeenkomend met die van de Moore-prothese. Ook hier zal de kans op retroversie en varisering van de prothese groot zijn. De Müller- en Thompson-prothesen lenen zich uitstekend voor cementering, gezien de afwezigheid van vensters in de steel.

Uit theoretische overwegingen zou men de voorkeur moeten geven aan een prothese, waarvan de as van de hals samenvalt met de richting van de resultante van de op de heup inwerkende krachten, waarvan de steel volumineus is en voldoende lang om weerstand te kunnen bieden tegen respectievelijk retroversie en varisering. Bovendien moet extractie van de prothese uit de cement op eenvoudige wijze mogelijk zijn, teneinde bij revisie-operaties vervanging van de prothese mogelijk te maken.

Wij willen nog wijzen op de verticaal gerichte belasting in ons experiment, die ongunstiger is dan de fysiologische richting, die een hoek van  $10-15^{\circ}$  maakt met de verticaal.

Nader gericht onderzoek, waarbij tegemoet gekomen wordt aan bovengenoemde overwegingen, lijkt ons zeer gewenst.

Het acrylcement wordt biologisch goed door de weefsels verdragen. Het heeft geschikte fysische eigenschappen, is gemakkelijk te verwerken en is steriliseerbaar.

Rekening moet gehouden worden met de cyto-toxische werking van het monomeer, met de polymerisatiewarmte, met de mogelijk optredende

carcinogene werking van het polymeer en de geleidelijke desintegratie van de plastic.

Teneinde de cyto-toxische werking zo gering mogelijk te houden zouden wij willen adviseren:

- niet meer cement te gebruiken dan nodig is,
- het pasteuze mengsel zo laat mogelijk te implanteren, zodat de cement zo volledig mogelijk uitpolymeriseert,
- de mengvoorschriften nauwkeurig na te komen.

Ook de polymerisatiewarmte wordt onder meer bepaald door de hoeveelheid gebruikt cement. Een juiste dosering van het cement kan de temperatuurstijging beperken. Het dierexperiment heeft aangetoond, dat zelfs bij een overmaat aan cement zonder de warmte af te voeren regeneratie mogelijk is van ischaemisch-necrotische corticalisgebieden. Ondanks deze bevinding zouden wij willen pleiten voor een juiste dosering van het acrylcement.

Op grond van vele experimenten en onderzoeken menen wij te mogen stellen, dat de carcinogene werking niet specifiek aan het polymethylmethacrylaat is gebonden, wel aan de plastic als vreemdlichaam. Vergeleken met de latentietijd bij de rat zou de carcinogene werking bij de mens na 20 jaar zich openbaren. Afhankelijk van de levensverwachting van de patiënt zouden wij het gebruik van acrylcement hierop willen afstemmen.

Met desintegratie van de plastic moet – gezien de ervaringen met de Judet-prothese – rekening gehouden worden. Deze zou veroorzaakt worden, doordat de plastic wordt blootgesteld aan intermitterende belasting en wrijving. Als andere oorzaken worden genoemd: het optreden van inwendige spanningen, corrosie en onzuiverheden die tijdens het mengen van monomeer met polymeer of tijdens de implantatie ingevoegd worden. Ons zijn tot op heden geen gevallen bekend, waarbij na cementering van kop-hals-prothesen desintegratie van het acrylcement is opgetreden. De acrylcement wordt sinds 1958 in de heelkunde gebruikt.

Nader onderzoek over de stabiliteit van de plastic onder verschillende omstandigheden lijkt ons gewenst.





## SAMENVATTING

In hoofdstuk I worden de resultaten besproken van een na-onderzoek van 72 heupalloarthroplastieken door middel van een intramedullaire kop-hals-prothese. De eindresultaten werden uitgedrukt door gebruik te maken van het evaluatieschema van Harris (1969).

Bij het na-onderzoek werd onze aandacht speciaal gericht op het bestaan van een losse heupprothese. Om de diagnose 'losse prothese' met meer zekerheid te kunnen stellen werd het röntgenonderzoek van de heup uitgebreid met foto's onder tractie van de betrokken extremiteit. Voorts werd het oordeel van de patiënt gevraagd naar het resultaat van de operatie. Er werd een verband gezocht tussen de subjectieve bevinding van de patiënt, de objectieve afwijkingen en de röntgenologisch vastgestelde beweeglijkheid van de heupprothese.

In 56% van de 53 na-onderzochte heupen werd röntgenologische beweeglijkheid van de prothese vastgesteld in het proximale femur. In 66,7% bleek deze losse prothese gepaard te gaan met een objectief vastgesteld onbevredigend eindresultaat, hetgeen in 58,3% van de gevallen ook subjectief als zodanig door de patiënt werd ervaren.

Bij een losse prothese bleek pijn geen constant begeleidend symptoom te zijn; wel werd deze klacht vijf maal zo vaak geuit in de groep van de losse prothesen dan in die der stabiele prothesen.

Een stabiele en een losse prothese beïnvloeden in vrijwel gelijke mate de functionele capaciteit en de beweeglijkheid van de geopereerde heup. In de groep der losse prothesen wordt in een hoog percentage van de gevallen een positieve test van Trendelenburg waargenomen.

Röntgenologische structuurveranderingen ter hoogte van het collum inferior en rondom de prothesesteel treden vrijwel constant op bij een losse prothese. Een losse prothese beïnvloedt in sterke mate de subjectieve bevinding van de patiënt.

In hoofdstuk II wordt een theoretische beschouwing gegeven over het

losraken van de ongecementeerde heupprothese. Als voornaamste oorzaak wordt gezien het geringe contactoppervlak tussen de prothesesteel en de binnenwand van de mergholte. Teneinde dit contactoppervlak te vergroten wordt voorgesteld gebruik te maken van polymethylmethacrylaat, een snel hardende kunststof, die de ruimte tussen prothesesteel en de endostale zijde van de corticalis opvult. Uit vergelijkingsonderzoeken, hoewel gering in aantal en met een korte follow-up periode, blijkt, dat de klinische eindresultaten in de groep van de gecementeerde heupprothesen gunstig uitsteken boven die in de groep van de ongecementeerde.

De röntgenologische structuurveranderingen in het proximale femur worden naar onze mening voornamelijk veroorzaakt door mechanische factoren. Deze kunnen evenwel ook van vasculaire aard zijn.

In hoofdstuk III wordt daarom een beschrijving van de bloedvoorziening in het proximale femur gegeven. Deze bloedvoorziening wordt geregeld door drie systemen. Uit dierexperimenten was gebleken, dat uitschakeling van 1 of 2 der drie systemen leidde tot overname van de bloedvoorziening door het resterende systeem.

Voorts was aangetoond, dat onderbreking van de arteriae nutritiae leidde tot een tijdelijke partiële necrose van de inwendige corticalis. Na verloop van tijd werden de ischaemische corticalisgebieden van periostaal uit gerevasculariseerd.

Wij menen, dat operatieve ingrepen aan de heup, met name het cementeren van een kop-hals-prothese, de bloedvoorziening in het proximale femur ernstig in gevaar kunnen brengen. In hoeverre het cementeren de botgroei nadelig beïnvloedt en in hoeverre regeneratie van ischaemische corticalisgebieden mogelijk is, zal in een volgend hoofdstuk nader worden besproken.

In hoofdstuk IV wordt — na een algemene beschouwing over kunststoffen — het acrylcement besproken. Gewezen wordt op de polymerisatiereactie, de polymerisatiewarmte, de volumetrische veranderingen, het gehalte aan restmonomeer en de allergische reactie van het autopolymerisaat.

Een historisch overzicht wordt gegeven van het gebruik in de heilkunde van 'Heiss-polymerisat' 'Plexiglas' en het 'Auto-polymerisaat'

### ‘Palacos’.

Achtereenvolgens worden de weefselreacties op het polymeer besproken in weefselculturen, rondom Judet-prothesen en bij intra-medullaire toepassing. Gesteld kan worden, dat het monomeer cytotoxisch werkzaam is. Weefselculturen ondergaan in aanwezigheid van het polymeer geen wezenlijke veranderingen, vergeleken met controleculturen.

Rondom het plexiglas en palacos ontstaat een contactreactie, waarvan de intensiteit, de omvang en de duur afhankelijk zijn van de implantatietechniek, de ingroei van het implantaat, de chemische en fysische eigenschappen, de eigenschappen van het omgevende weefsel en de mechanische wisselwerking tussen implantaat en weefsel. In de literatuur treft men over het algemeen overeenstemming aan in de morphologische beschrijving van de vreemdlichaamreactie:

- in directe omgeving: bloeding en necrose,
- in intacte omgeving: tekenen van aspecifieke, abacteriële ontsteking; fibrineus exsudaat,
- na verloop van tijd vasculaire proliferatie en vorming van een bindweefselmembraan die celrijk is,
- het bindweefselmembraan wordt celarm en meerlagig,
- reuscelvorming op contactoppervlak en ter plaatse van oneffenheden van het implantaat,
- vermindering van de initiële afbraakprocessen, overheersing van nieuw gevormd beenweefsel.

Uitgebreid literatuuronderzoek is verricht om eventuele carcinogene effecten aan te tonen van het monomeer, de polymeer en de afbraakproducten. Tot nu toe is tumorgroei tengevolge van kunststoffen, waaronder het polymethylmethacrylaat, alleen waargenomen bij de rat, muis, hamster en hond. Het ontstaan zou niet te wijten zijn aan de specifieke kunststof, wel aan de kunststof als vreemdlichaam. Als begunstigende oorzaak voor het ontstaan worden onder meer vermeld:

- de fysische eigenschappen van het implantaat, met name de vorm de grootte en de macromoleculaire structuur,
- het omgevende bindweefselkapsel,
- het zuurstofgebrek,
- de afbraakproducten van het implantaat.

Tot op heden is bij de mens nimmer tumorgroei tengevolge van

kunststofimplantatie vastgesteld.

Op grond van de vele beschikbare gegevens over het gebruik van acrylcement vermeld in de literatuur menen wij te mogen stellen, dat het acrylcement na critische indicatie veilig toegepast kan worden.

Een korte bespreking wordt gewijd aan het vroeger in de heelkunde gebruikte Ostameer en Araldit.

In' hoofdstuk V wordt een nieuwe techniek besproken voor het inbrengen van het acrylcement in het proximale femur met behulp van een metalen cementspuit.

In hoofdstuk VI wordt het dierexperiment beschreven, waarin eenzijdig bij 12 honden de mergholte van het femur met acrylcement werd ingespoten, teneinde de invloed van het uitgeharde acrylcement op het beenweefsel na te gaan. De botreactie wordt macroscopisch, röntgenologisch en histologische beschreven na verloop van 10 tot 109 dagen na de operatie.

Als meest opvallende reactie wordt na volledige cementering van de femur-mergholte röntgenologisch gezien, dat de botdiameter circulair toeneemt door appositie van nieuw gevormd bot, een reactie die zowel in plaats als in tijd een maximum vertoont. In dit appositiebot en in de preëxistente corticalis treden röntgenologisch zichtbare structuurveranderingen op. Gedurende de proeftijd worden in het acrylcement geen veranderingen waargenomen.

Bij macroscopisch onderzoek blijkt, dat het cement zeer hecht verbonden blijft met de endostale corticalis.

Histologisch wordt in de verschillende coupes tijdelijk partiële corticalis-necrose vastgesteld, gepaard met periostale nieuwvorming van bot. Waar het cement tegen de corticaliswand gelegen heeft, wordt een bindweefselmembraan gevormd van wisselende dikte. In dit membraan worden vreemdlichaamreuscellen aangetroffen. Nooit werden ontstekingsreacties gezien.

Na verloop van tijd treedt regeneratie op van de ischaemisch-necrotische gebieden in de corticalis; dit proces verloopt van periostaal naar endostaal. Wij menen, dat de corticalis-necrose veroorzaakt wordt door laedering van de arteriae nutritiae. Mogelijk dat ook de polymeri-

satiewarmte een oorzakelijke factor vormt.

In hoofdstuk VII wordt een mechanisch experiment uiteengezet. Na een korte beschrijving van de uitwendige vorm en inwendige structuur van het proximale femur worden de voornaamste meetexperimenten en de resultaten uit de literatuur vermeld.

De meetmethode met behulp van rekstrookjes wordt behandeld.

Vervolgens wordt het eigen meetexperiment beschreven. Hiervoor werden 13 humane cadaver-femora op de voornaamste afsteunplaatsen van de ongecementeerde kop-hals-prothese met rosettestrookjes beplakt, ten einde na verticale belasting van de prothese de vervorming en hieruit de spanningen op deze plaatsen te registreren. Onder vrijwel dezelfde omstandigheden werd voor ieder bot de meting herhaald, maar nu met een gecementeerde prothese. Vergelijking van de resultaten van beide meetseries voor elk bot op identieke punten geeft met name in die gevallen, waar dezelfde prothese in tweede instantie werd gecementeerd, een goede indruk van de invloed van het acrylcement op de verdeling van de spanningen in het proximale femur.

Om een inzicht te krijgen in de gevonden meetresultaten worden enkele theoretische voorbeelden besproken uit de elasticiteitsleer.

Voor elk femur staan de resultaten van de metingen bij ieder meetpunt vermeld.

Na beoordeling van de resultaten behorend bij de 13 femora kan gesteld worden, dat de stijfheid van het femur afneemt door het plaatsen van een prothese en de mate waarin afhankelijk is van de lengte van de prothesesteel en van het cementeren. Als maatstaf voor de stijfheid werd de verplaatsing tijdens belasting in het frontale vlak genomen. Cementering van een prothese met korte steel (Müller-type) vermindert de stijfheid vergeleken met een ongecementeerde prothese met langere steel (Moore-type) in hetzelfde bot. Tussen de femora onderling bestaan grote verschillen in de gemeten verplaatsingen en dus in de stijfheid. Naar onze mening wordt dit onder meer veroorzaakt door het verschil in fysische eigenschappen en verschil in stand van de prothese in het bot.

Wat betreft de optredende spanningen in het proximale femur tengevolge van belasting van de kop-hals-prothese blijkt, dat cementering een duidelijk ontlastend effect heeft, dat maximaal in het scharnierend punt A

wordt vastgesteld. Het proximale femur wordt gelijkmatiger belast, de belasting wordt over een groter oppervlak verdeeld. Cementering van de prothese leidt voorts tot een hechte verankering van de prothese in het proximale femur.

## SUMMARY

Chapter I discusses the findings of a follow-up study on 72 alloarthroplasties of the hip, performed by means of an intramedullary femoral head-neck prosthesis. The end-results were evaluated in accordance with the Harris scheme (1969), with special reference to unstable prostheses.

For greater certainty in diagnosis 'unstable prosthesis', radiographs obtained while the limb in question was under traction were added to the routine X-ray examination of the hip.

The patient, too, was questioned about the result of the operation. Efforts were made to establish a correlation between the patient's subjective experience, the objective changes and the radiologically established instability of the hip prosthesis.

Radiological instability of the prosthesis was found in the proximal part of the femur in 56% of the 53 hips examined. In 66.7%, radiological instability was found to be associated with an unsatisfactory objective end-result, and in 58.3% the patient's subjective experience confirmed this.

Pain proved not to be constantly associated with an unstable prosthesis, but in the group of unstable prostheses it was reported five times as often as in the stable group. Stable and unstable prostheses exert virtually the same degree of influence on the functional capacity and mobility of the hip treated. A large percentage of positive Trendelenburg tests was recorded in the group of unstable prostheses.

Radiological structural changes at the level of the femoral neck and around the stem of the prosthesis were a virtually constant finding in the unstable group. An unstable prosthesis was found greatly to influence the patient's subjective opinion on the result of the operation.

Chapter II presents a theoretical discussion of the loosening of an uncemented hip prosthesis. The principal cause is believed to be the small contact surface between the stem of the prosthesis and the internal wall of

the medullary cavity. In order to enlarge this contact surface, it is suggested, use should be made of polymethylmethacrylate, a quick-setting acrylic resin which fills up the space between the stem of the prosthesis and the endosteal side of the cortical layer.

Comparative studies, although few in number and with short follow-up periods, have shown that the clinical end-results in the group of cemented hip prostheses are superior to those in the group of uncemented prostheses.

In our opinion the radiological structural changes in the proximal femur are caused chiefly by mechanical factors, which may be too of vascular origin.

Chapter III therefore gives a description of the blood supply in the proximal femur, which is controlled by three systems. Animal experiments have shown that elimination of one or two of the three systems caused the remaining system to take over the blood supply (Trueta and Cavadias 1955). It has also been demonstrated (Trueta and Cavadias 1955, Danckwardt-Lillieström 1970) that ligation of the nutrient arteries led to transient partial necrosis of the internal corticalis. After a certain interval the ischaemic areas of the corticalis were revascularized from the periosteum.

We believe that operations on the hip, particularly the cementing of a head-neck prosthesis, may seriously endanger the blood supply in the proximal femur. The extent to which cementing has an unfavourable effect on bone growth and the extent to which regeneration of ischaemic cortical areas is possible, will be discussed in a subsequent chapter.

Chapter IV discusses acrylic cement after a general review of acrylic resins.

Mention is made of the setting time of the autopolymer, the polymerization heat, the volumetric changes and the residual monomer concentration.

A historical review is presented of the surgical use of the heat polymer Plexiglas and the autopolymer Palacos. The tissue reactions on the polymer in tissue cultures, around Judet prostheses and in the medullary cavity are discussed in succession. It can be maintained that the monomer



has a cytotoxic effect. Tissue cultures, in presence of the polymer show no significant changes as compared with control cultures.

Around Plexiglas and Palacos, a contact reaction develops of which the intensity, extent and duration are dependent on the technique of implantation, the taking of the implant, its chemical and physical properties, the characteristics of the adjacent tissue and the mechanical interaction between implant and tissue.

The literature generally shows consistency in the morphological description of the foreign-body reaction (Debrunner 1953, Collins 1954, Gierhake 1956, Mittelmeyer 1964):

- in direct vicinity: haemorrhage and necrosis;
- in intact vicinity: signs of unspecific, abacterial inflammation: fibrinous exudate;
- after a certain interval, vascular proliferation and formation of a richly cellularized connective tissue membrane;
- connective tissue membrane loses cellularity and shows stratification;
- giant-cell formation on the contact surface and at sites of irregularities of the implant surface;
- initial degradation processes diminish until finally osteogenesis is predominant.

Considerable literature research has been carried out in an effort to demonstrate possible carcinogenic effects of the monomer, polymer and degradation products. So far, tumour growth caused by acrylic resins (including polymethylmethacrylate) has been observed only in the rat, mouse, hamster and dog. This tumour growth is believed not to be specifically dependent on the acrylic resin but only on the presence of the plastic as a foreign body. Causes of tumour growth listed include:

- the physical properties of the implant, specifically its shape, the size and the macromolecular structure;
- the surrounding capsule of connective tissue;
- the anoxia;
- the implant degradation products;
- the macromolecular structure.

So far, no human tumour growth as a result of acrylic resin implantation has been observed.

In view of the many data on the use of acrylic cement available in the

literature, we feel free to state that acrylic cement can be safely used after careful determination of the indication.

A brief discussion is devoted to Ostamer and Araldit, which were formerly used in surgery.

Chapter V discusses a new technique of introducing the acrylic cement into the proximal femur with the aid of a metal cement syringe.

Chapter VI describes an animal experiment. Twelve canine femurs were injected with acrylic cement in order to establish the effect of the set acrylic cement on the bone tissue. A description is given of the macroscopic, radiological and histological characteristics of the bone reaction in course of 10 till 109 days after operation.

The most conspicuous reaction to complete cementing of the femoral medullary cavity was radiological evidence showing a circular increase in bone diameter due to apposition of newly formed bone — a reaction which shows a distinct maximum in time as well as in place. In this apposition bone and in the pre-existent corticalis, radiologically visible structural changes occurred. No changes were observed in the acrylic cement during the test period.

Macroscopic examination of the various bone discs showed that the cement remained very firmly attached to the endosteal corticalis.

Histological examination disclosed transient partial necrosis with periosteal osteogenesis in the various sections. Where the cement had touched the wall of the cortical layer, a connective tissue membrane of varying thickness had formed. Foreign-body giant cells were found in this membrane. Never were inflammatory reactions observed.

After some time there was regeneration of the ischaemic-necrotic areas in the corticalis — a process developing from the periosteum to the endosteum. We believe that the cortical necrosis is caused by lesions of the nutrient arteries. Another possible causative factor is the heat of polymerization.

Chapter VII explains a mechanical experiment. A brief description of the external shape and internal structure of the proximal part of the femur is followed by a review of the principal measuring experiments and

their results as reported in the relevant literature.

A discussion of the measuring method with the aid of strain gauges is followed by a description of a personal measuring experiment. For this purpose, 13 human cadaver femurs were used. Rosette strain gauges were glued to these femurs at the principal abutment sites of the uncemented head-neck prosthesis; deformation and from these stresses at these sites could thus be recorded after submitting the prosthesis to a vertical force. The measurements were repeated under virtually identical conditions, with a cemented prosthesis *in situ*. Comparison of the results measured in the two series at identical sites on each bone, especially in those cases in which the same prosthesis was cemented in second instance, gives a good impression of the influence of the acrylic cement on the distribution of stresses in the proximal femur.

For a better understanding of the results thus obtained, a number of theoretical examples from the theory of elasticity are discussed.

For each femur, the results measured are separately marked at each point.

An evaluation of the results obtained with these 13 femurs warrants the conclusion that the rigidity of the femur diminishes when a prosthesis is introduced, and is dependent on the length of the stem of the prosthesis and on the cementing.

Displacement in the frontal plane under load was chosen as a yardstick of rigidity. Cementing of a short-stemmed prosthesis (Müller type) diminishes with a longer stem (Moore type) in the same bone. Displacements measured on the various femurs differed considerably. We believe that these differences are in part due to differences in physical properties and differences in the position of the prosthesis in the bone.

Cementing was found clearly to reduce the stresses in the proximal femur caused by a load upon the head-neck prosthesis; maximum relief was determined in hinge-point A. The stresses in the proximal femur are more evenly distributed over a larger surface area. In addition, cementing of the prosthesis ensures firm fixation in the proximal femur.



- Addison, J.: Prosthetic replacement in the primary treatment of fracture of femoral neck. *Proc.Roy Soc..Med* 1959, **52**, 908
- Anderson, L D., Hamsa, W R , Waring, Th L. Femoral head prosthesis, A review of 356 operations and their results *J.Bone Joint Surg.*1964, **46A**, 1048
- Apley, G A., Millner, W, Porter, D.S. A follow-up study of Moore arthroplasty in the treatment of osteoarthritis of the hip. *J.Bone Joint Surg.*1969, **51B**, 638
- Aufranc, O E.: The present status of arthroplasty of the hip *J.Louisiana Med.Soc.* 1965, **117**, 1
- Backmann, S. The proximal end of the femur. *Acta Radiol.*1957, Suppl. 146
- Badgley, C.E Symposium on femoral head replacement prosthesis. *J Bone Joint Surg.* 1956, **38A**, 410
- Barnes, R. Fracture treatment Modern trends in orthopaedics, 1962, **3**, 5
- Barr, J S., Donovan, J.F., Florence D W Arthroplasty of the hip. *J.Bone Joint Surg.* 1964, **46A**, 249
- Bechtol, Ch O. Metals and engineering in bone and joint surgery. Williams-Wilkins Company, 1959
- Bircher, J , Nigst, H Erfahrungen mit Araldit im Tierexperiment. *Langenbecks Arch. Klin Chr* 1963, **304**, 930
- Blaimont, P , Wagner, J. Préliminaires à l'étude biomécanique de la prothèse d'Austin Moore. *Acta Chr.Belg* 1965, **54**, 829
- Blaimont, P., Burny, F. Résistance à la traction et dureté de la diaphyse fémoral *Acta Orthop Belg.*1968, **34**, 883
- Blaimont, P , Halleux, P., Jedwab, J Distribution des contraintes osseuses dans le fémur *Rev Chr Orthop* 1968 **54**, 303
- Bloch, B Bonding of fractures by plastic adhesives *J Bone Joint surg.*1958, **40B**, 804
- Blount, W.A. Don't throw away the cane. *J Bone Joint Surg* 1956, **38A**, 695
- Boitzy, A., Zimmermann, H. Komplikationen bei Totalprothesen der Huftte *Arch. Orthop.Unfallchr.*1969, **66**, 192
- Boitzy, A. A propos de l'osteosynthèse des fractures per-trochantériennes avec utilisation de méthacrylate de méthyle. *Ther Umsch.*1969, **26**, 172

- Boyd, H.B., Salvatore, J.E.: Acute fracture of the femoral neck: internal fixation of prosthesis. *J.Bone Joint Surg.* 1964, **46A**, 1066
- Brichard, M.: Des indications de l'arthroplastie de hanche par prothèse. *Acta Orthop. Belg.* 1968, **34**, 288
- Brunner, H.: Experimentelle Auslösung von Tumoren durch Implantation von Polymethylmethacrylat bei Ratten. *Arzneimittelforsch.* 1959, **9**, 396
- Burkle de la Camp, H.: Aussprache. *Langenbecks Arch.Klin.Chir.* 1956, **284**, 708
- Buxton, St.J.D., Waugh, W.: Complications and difficulties of the Judet arthroplasty. *J.Bone Joint Surg.* 1953, **35B**, 57
- Cain, H., Carstensen, G.: Morfologische Grundlagen für die Verwendung einer neuartigen 'Gefässbank' im Tierexperiment. *Langenbecks Arch.Klin.Chir.* 1960, **296**, 88
- Carstensen, G.: Eine neue Methode der Gefässkonservierung durch Einbettung in einen schnellhartenden Kunststoff. *Chirurg* 1960, **31**, 49
- Chapchal, G.: Results of arthroplasty of hip by acrylic prosthesis. *J.Bone Joint Surg.* 1958, **40B**, 831
- Chapchal, G.: Ergebnisse der Endoprothesenplastik der Hüfte unter besonderer Berücksichtigung der Misserfolge. *Z.Orthop.* 1957, **88**, 66
- Chapchal, G., Müller, W.: Total hip replacement with the McKee prosthesis. *Clin. Orthop.* 1970, in press
- Charnley, J.: Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. *J.Bone Joint Surg.* 1960, **42B**, 28
- Charnley, J.: Arthroplasty of the hip, a new operation. *Lancet* 1961, **I**, 1129
- Charnley, J.: The bonding of prosthesis to bone by cement. *J.Bone Joint Surg.* 1964, **46B**, 518
- Charnley, J.: A biomechanical analysis of the use of cement to anchor the femoral head prosthesis. *J.Bone Joint Surg.* 1965, **47B**, 354
- Charnley, J. and Kettlewell, J.: The elimination of slip between prosthesis and femur. *J.Bone Joint Surg.* 1965, **47B**, 56
- Charnley, J.: The healing of human fractures in contact with self curing acrylic cement. *Clin.Orthop.* 1966, **47**, 157
- Charnley, J.: Total prosthetic replacement of the hip. *S.I.C.O.T. Paris* 1966
- Charnley, J., Folacci, F.M., Hammond, B.F.: Long-term reaction of bone to selfcuring acrylic cement. *J.Bone Joint Surg.* 1968, **50B**, 822
- Charnley, J.: De vervanging van het heupgewricht door een volledige prothese. *Triangel*, 1968, **8**, 211

- Charnley, J.: Total prosthetic replacement of the hip. *Reconst.Surg.Traum.* 1969, **11**, 9
- Charnley, J.: Acrylic cement in orthopaedic surgery. E.S. Livingstone, London, 1970
- Charnley, J.: Low friction arthroplasty. Internal publications. Wrightington, Centre for hip surgery
- Chiari, K.: Aussprache. *Langenbecks Arch.Klin.Chir.* 1956, **284**, 707
- Clarke, E., Wentsler: *Ass.Res.Dis.Proc.* 1938, 218. Geciteerd naar Heinze und Contzen u.a.
- Collins, D.H.: Tissue changes in human femurs containing plastic appliances. *J.Bone Joint Surg.* 1954, **36B**, 458
- Comtet, J.J., Rozier, F., Vassal, R., Arène, J.M., Fisscher, L.: Recherches expérimentales sur la résistance de la diaphyse des os longs chez l'homme. *Rev.Chir. Orthop.* 1967, **53**, 3
- Contzen, H.: Die lokale Gewebereaktion auf implantierte Kunststoffen in Abhängigkeit von deren Form. *Langenbecks Arch.Klin.Chir.* 1963, **304**, 922
- Contzen, H., Straumann, F., Paschke, E., Geissendörfer, R.: Grundlagen der Alloplastik mit Metallen und Kunststoffen. Georg Thieme Verlag, 1967
- Coventry, M.B.: Symposium on femoral-head replacement prosthesis. *J.Bone Joint Surg.* 1956, **38A**, 412
- Coventry, M.B.: An evaluation of the femoral neck prosthesis after ten years experience. *Surg.Gynec.Obstet.* 1959, **109**, 243
- Coventry, M.B.: Salvage of the painful hip prosthesis. *J.Bone Joint Surg.* 1964, **46A**, 200
- Crock, H.V.: A revision of the anatomy of the arteries supplying the upper end of the human femur. *J.Anat.* 1965, **99**, 77
- Crock, H.V.: The blood supply of the lower limb bones in man. E.S. Livingstone, 1967
- Danckwardt-Lillieström, G.: Reaming of the medullary cavity and its effect on diaphyseal bone. *Acta Orthop.Scand.* 1969, Suppl. 128
- Danielson, L.: Arthroplasty of the hip according to Thompson and Moore. *Acta Orthop.Scand.* 1965, **35**, 348
- Day, P.L., Hinchey, J.J.: Treatment of certain high subcapital and high neck fractures of the femur by primary prosthetic replacement. *Clin.Orthop.* 1955, **6**, 27
- Debeyre, J., Goutallier, D.: Prothèses totales de hanches. *Acta Orthop.Belg.* 1968, **34**, 327
- Debrunner, H.U.: Die Verträglichkeit von Polymethylacrylat. *Z.Orthop.* 1953, **83**, 557
- Denham, R.A., Law, W.A.: Arthroplasty of the hip. *J.Bone Joint Surg.* 1957, **39B**, 614
- Diener, A., Dörr, B., Herrmann, K.O.: Untersuchungen und Ergebnisse der physikali-

- schen und physiologischen Gesetzmässigkeiten bei der Anwendung von Kunststoffen in der Knochen Chirurgie Zbl Chir 1956, **81**, 2576
- Druckrey, H , Schmahl, D Kanzerogene Wirkung von anorganischen und organischen polymeren Substanzen bei Ratten Acta Un Int Cancer 1954, **10**, 119
- Dijk, D J van De behandeling van pathologische femurfracturen met Palacos Nederl T Geneesk 1967, **111**, 632
- Dijkman, J P F Krachtenverdelingen bij orthodontische behandelingen Proefschrift, Nijmegen, 1969
- Ehalt, W Erfahrungen mit Ostamer Langenbecks Arch Klin Chir 1961, **298**, 257
- Endler, F Die allgemeinen Materialeigenschaften der Methylmetacrylatendoprothesen Arch Orthop Unfallchir 1953, **46**, 35
- Evans, F G , Lissner, H R Stresscoat deformation studies of the femur under static vertical loading Anat Rec 1948A, **100**, 159, 190
- Evans, F G , Lissner, H R , Pedersen, H E Deformation studies of the femur under dynamic vertical loading Anat Rec 1948B, **101**, 225
- Evans, F G , Hayes, J F , Powers, J F 'Stresscoat' deformation studies of the human femur under transverse loading Anat Rec 1953, **116**, 171
- Evans, F G The mechanical properties of bone Artif Limbs 1969, **13**, 1
- Fellander, M , Walldius, B Arthroplasty with Moore prosthesis following femoral neck fracture Acta Orthop Scand 1962, **32**, 442
- Fisher, A A Allergic sensitisation of skin and oral mucosa to acrylic resin denture materials (naar Contzen) J Prosth Dent 1956, **6**, 593
- Follacci, F M , Charnley, J A comparison of the results of femoral head prosthesis with and without cement Clin Orthop 1969, **62**, 156
- Francillon, M R Zur Orthopaedie der Coxarthrose Z Rheumaforsch 1957, **16**, 9
- Frankel, V H The femoral neck, an experimental study of function, fracture, mechanism and internal fixation Uppsala, 1960
- Friedebold, G Fehlerquellen bei Alloarthroplastiken der Hufte und ihre Vermeidung Z Orthop 1969, **105**, 553
- Frost, H M An introduction to biomechanics Charles C Thomas, Springfield, U S A , 1967
- Gade, H G The surgical treatment of osteoarthritis of the hip joint Acta Chir Scand 1947, Suppl 120
- Geens, M , Blaimont, P , Burny, F Incidence de la voie d'abord sur la frequence des complications thrombo-emboliques dans l'arthroplastie de la hanche par prothese d'Austin Moore Acta Orthop Belg 1968, **34**, 309



- Gierhake, F.W.: Histologische Befunde nach Hüftgelenkplastik mittels der Judet Prothese. *Langenbecks Arch.Klin.Chir.* 1956, **284**, 705
- Glasser, O.: *Medical physics.* The Year book publishers Inc. Chicago, 1947
- Göhring, K.: Beitrag zur alloplastischen Deckung von Schädeldefekten mit einem auto polymerisierenden Kunststoff. *Med.Klin.* 1960, **55**, 1020
- Goldblatt, H., Cameron, G.: Induces malignancy in cells from rat myocardium subjected to intermittent anaerobiosis during long propagation in vitro (naar Contzen). *J.Exp.Med.* 1953, **97**, 525
- Habousch, E.: Biomechanics of femoral nail and nailplate insertions in the neck of the femur. *Bull.Hosp.Joint Dis.* 1952, **14**, 125
- Habousch, E.J.: A new operation for arthroplasty of the hip. *Bull.Hosp.Joint Dis.* 1952, **14** 242
- Harris, W.H.: Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures. *J.Bone Joint Surg.* 1969, **51A**, 737
- Hartog, J.P. den Sterkteleer. *Het Spectrum*, Utrecht. 1967
- Harty, M.: The calcar femorale and the femoral neck. *J.Bone Joint Surg.* 1957, **39A**, 625
- Heinze, R.: Verträglichkeit der Kunststoffe bei Alloplastik. *Langenbecks Arch.Klin. Chir.* 1956, **284**, 700
- Henrichsen, E., Jansen, K., Krogh-Poulsen, W.: Experimental investigation of the tissue reaction to acrylic plastics. *Acta Orthop.Scand.* 1951, **21**, 141
- Hickmann, J., Clarke, E.G.C., Jennings, A.R.: Structural changes in bone associated with metallic implants. *J.Bone Joint Surg.* 1958, **40B**, 799
- Hiertonn, F., Morscher, E.: Die Arthroplastik mit Akrylendoprothesen in der Behandlung der Folgezustände nach Schenkelhalsfraktur. *Acta Orthop.Scand.* 1958, **28**, 239
- Hinchey, J.J., Day, P.L.: Primary prosthetic replacement on fresh femoral neck fractures. A review of 294 consecutive cases. *J.Bone Joint Surg.* 1964, **46A**, 223
- Hirsch, E.C.: Thompson-Moore vitallium prosthesis in resection-reconstruction of the hip joint. *Acta Orthop.Scand.* 1957, **27**, 271
- Hirsch, C., Brodetti, A.: Methods of studying some mechanical properties of bone tissue. *Acta Orthop.Scand.* 1958, **28**, 1
- Hirsch, C., Brodetti, A.: The weight bearing capacity of structural elements in femoral necks. *Acta Orthop.Scand.* 1958, **28**, 15
- Hirsch, E.C., Frankel, V.H.: Analysis of forces producing fractures on the proximal end of the femur. *J.Bone Joint Surg.* 1960, **42B**, 633

- Hohmann, D Früh- und Spätergebnisse bei Huftalloarthroplastiken Arch Orthop Unfallchir 1963, 55, 432
- Hollander, L , Kennedy, R M Dermatitis caused by autopolymerising acrylic restoration material (naar Contzen) Dent Dig 1951, 57, 213
- Hoppe, W Tierexperimentelle Untersuchungen über Gewebsreaktionen auf Injektionen von autopolymerisierendem Kunststoff Deutsch Zahnartzl Z 1956, 11, 837
- Hueper, W C Tissue reaction to parenterally introduced powdered metallic chromium and chromite ore J Nat Cancer Inst 1955, 16, 447
- Huggler, A H Die Alloarthroplastik des Hüftgelenkes Georg Thieme Verlag, 1968
- Huggler, A H A modification of total prosthesis Reconstr Surg Traum 1969, 11, 63
- Hulliger, L Untersuchungen über die Wirkung von Kunstharzen (Palacos und Ostamer) in Gewebekulturen Arch Orthop Unfallchir 1962, 54, 581
- Inman, V T Functional aspects of the abductor muscles of the hip J Bone Joint Surg 1947, 29, 607
- Iselin, M Metallprothesen nach Schenkelhalsfrakturen Arch Orthop Unfallchir 1968, 63, 52
- Johnston, R C , Larson, C B Results of treatment of hip disorders with cuparthroplasty J Bone Joint Surg 1969, 51A, 1461
- Judet, R , Judet, J Technique and results with the acrylic femoral head prosthesis J Bone Joint Surg 1952, 34B, 173
- Judet, J , Judet, R , Lagrange, J , Dunoyer, J A study of the arterial vascularisation of the femoral neck in adult J Bone Joint Surg 1955, 37A, 663
- Kleinschmidt, O Plexiglas zur Deckung von Schadel lucken Chirurg 1941, 13, 273
- Knight, M G The use of palacos in cervical instability J Bone Joint Surg 1967, 49B, 384
- Kummer, B Photoelastic studies on the functional structure of bone Folia Biotheoretica 1966, VI, 31
- Kuntscher, G Die Bedeutung der Darstellung des Kraftflusses im Knochen für die Chirurgie Arch Klin Chir 1935, 182, 489
- Kuntscher, G Die Spannungsverteilung am Schenkelhals Arch Klin Chir 1936, 185, 308
- Labor Royal Nat Orth Hosp Stanmore Industrial Materials Tester aids Prosthesis research Biomed Engin 1969, 4, 76
- Laing, P G The blood supply of the femoral shaft J Bone Joint Surg 1956, 38A, 462
- Lambert, C N Symposium on femoral head replacement prosthesis J Bone Joint

- Surg.1956, 38A, 407
- Larson, C.B.: Rating scale for hip disabilities. Clin.Orthop.1963, 31, 85
- Laskin, D.M., Robinson, I.B., Wernmann, J.P.: Experimental production of sarcomes by methylmethacrylat implants (geciteerd naar Contzen). Proc.Soc.Exp.Biol. 1954, 87, 329
- Leduc, A.: Contribution expérimentale à l'étude biomécanique du fémur. Université Libre Bruxelles, Thèse, 1966
- Leveen, N.H., Barberio, J.R.: Tissue reaction to plastics used in surgery with special reference to teflon (geciteerd naar Contzen). Ann.Surg.1949, 129, 74
- Lippmann, R.K.: The transfixion hip prosthesis. J.Bone Joint Surg.1957, 39A, 759
- Lippmann, R.K.: Total arthroplasty for the arthritic hip. S.I.C.O.T. Paris, 1966
- Lippmann, R.K.: Transfixion hip prosthesis. J.Bone Joint Surg.1967, 49A, 876
- Lohman, A.H.: Vorm en beweging. Uitg.Oosthoek, Utrecht, 1967
- Lunceford, E.M.: Use of the Moore self locking vitallium prosthesis in acute fractures of the femoral neck. J.Bone Joint Surg.1965, 47A, 832
- Maas, A.H.M. van der: Femurkopnecrose na mediale collumfracturen met accent op de vroegdiagnostiek. Proefschrift, Nijmegen, 1968
- Malten, K.E.: Allergische reacties op kunstharsen. T.Tandheelk.1960, 67, 827
- Malten, K.E., Zielhuis, R.L.: Industrial toxicology and dermatology in the production and processing of plastics. Elsevier, Amsterdam 1964
- Malten, K.E.: Dermatologische consequenties van het omgaan met kunststoffen. Ingenieur 1968, 15, G 51
- Marique, P.: Etude sur le fémur. Librairie de Sciences, Bruxelles, 1945
- Marneffe, R. de: geciteerd naar Trueta en Cavadias. J.Bone Joint Surg.1955, 37B, 492
- Marneffe, R.de, Blaimont, P., Wagner, J., Opdecam, P.: Mortalité et Morbidité dans les fractures du col traitées par la prothèse cervicocephalique. Acta Orthop.Belg. 1968, 34, 296
- Marneffe, R.de, Duchesne, E.: Les prothèses céphaliques et cervicocéphaliques. Acta Orthop.Belg.1968, 34, 253
- Matchett, F.: A new long-stem intramedullary vitallium hip prosthesis. J.Bone Joint Surg.1965, 47A, 43
- McDougall, A.: Malignant tumour at sites of bone plating. J.Bone Joint Surg.1956, 38B, 709
- McKee, G.: The present status of total hip replacement in advanced arthritis of the hip. S.I.C.O.T. Paris 1966
- McKee, G.K., Watson-Farrar, J.: Replacement of arthritic hip by the McKee-Farrar

- prosthesis J Bone Joint Surg 1966, **48B**, 245
- McKeever, D C The choice of prosthetic materials and evaluation of results Clin Orthop 1955, **6**, 17
- McLeish, R D , Charnley, J Abduction forces in the one-legged stance J Biomechanics 1970, **3**, 191
- Masse, A Faut-il sceller les protheses de Moore? Acta Orthop Belg 1968, **34** 344
- Mendelsohn, H A , Alban, S L Complications in replacement arthroplasty of the hip J Bone Joint Surg 1954, **36A**, 30
- Menegaux, G Action de differents metaux sur le tissu osseux J Chir 1935, **46**, 695
- Merkelbach, J W Over arthroplastiek met metalen endoprothesen bij verse dijhalbreuk Proefschrift, Groningen, 1969
- Merle d'Aubigne, R Traitement de necroses traumatiques de la tête de fémur Wiederherstellungs Chir u Traum 1953, **1**, 108
- Merle d'Aubigne, R , Postel M Functional results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis J Bone Joint Surg 1954, **36A**, 451
- Milch, H Photoelastic studies on bone J Bone Joint Surg 1940, **22**, 621
- Moore, A T , Bohlman, H R Metal hip joint J Bone Joint Surg 1943, **25**, 688
- Moore, A T Metal hip joint A new self-locking vitallium prosthesis South Med J 1952, **45**, 1015
- Moore, A T The self locking metal hip prosthesis J Bone Joint Surg 1957, **39A**, 811
- Morris, J New Zealand personal remark J Bone Joint Surg 1966, **48B**, 593
- Muller, M E Die Verwendung von Kunstharzen in der Knochen Chirurgie Arch Orthop Unfallchir 1962, **54**, 513
- Muller, M E Ostamer und Palacos in der Knochen Chirurgie Langenbecks Arch Klin Chir 1963, **304**, 934
- Muller, M E , Allgower, M , Willenegger, H Technik der operativen Frakturenbehandlung Berlin, Gottingen, Heidelberg, 1963
- Muller, M E Complete Prostheses Xth Congr of the Internat Soc Orthop Surg Traum Intern Congr Ser 1966, bd 116, E 26
- Muller, M F , Boitzky, A Totalprothesen aus Protasul AO-Bulletin, Bern 1968
- Murray, W R , Lucas, D B , Inman, V T Femoral head and neck resection J Bone Joint Surg 1964, **46A**, 1184
- Nes, C P van, Nes, J F van De hemiarthroplastiek van de heup met behulp van een metalen kop halsprothese Nederl T Geneesk 1969, **19**, 871
- Nigst, H Knochenersatz mit alloplastischem Material nach Resektion bei Tumormetastasen Langenbecks Arch Klin Chir 1963, **304**, 919

- Nigst, H Industrielle Gießharze in der Knochenchirurgie (geciteerd naar Contzen)  
Deutsch Med Wschr 1960, **85**, 685
- Nothdurft, H Ueber die Sarkomauslösung durch Fremdkörper Implantation bei Ratten in Abhängigkeit von der Form der Implantate (geciteerd naar Contzen)  
Naturwissenschaften 1955, **42**, 106
- Nothdurft, H Tumorerzeugung durch Fremdkörper Implantation (geciteerd naar Contzen) Abh Deutsch Wiss 1961, **3**, 80
- Nothdurft, H Sarcomerzeugung bei Ratten durch implantierte Fremdkörper (geciteerd naar Contzen) Ther d Monats 1961, p 262
- O'Brien, R The technic for insertion of femoral head prothesis by Hueter approach  
Cln Orthop 1955, **6**, 22
- Oettel, H Biologische Probleme bei der Implantation von Kunststoffen Langenbecks  
Arch Klin Chir 1963, **304**, 900
- Ohnsorge, J, Goebel, G Oberflächentemperaturen des abhartenden Knochenzementes Palacos beim Verankern von Metallendoprothesen in Oberschenkelmarkraum Arch Orthop Unfallchir 1969, **67**, 89
- Ohnsorge, J, Kroesen, A Thermoelektrische Temperaturmessungen des abhartenden Knochenzementes Palacos Z,Orthop 1969, **106**, 476
- Ohnsorge, J, Holm, R Änderungen der Spongfosastruktur unter dem Einfluss der auspolymerisierenden Knochenzementes Z Orthop 1970, **107**, 405
- Ohnsorge, J, Goebel, G Die Verwendung unterkühlter Metallendoprothesen in der Hüftchirurgie Z Orthop 1970, **107**, 683
- Oppenheimer, B S, Oppenheimer, E F, Danishefsky, J, Stout, A P, Einich, F R  
Further studies of polymers as carcinogenic agents in animals Cancer Res 1955, **15**, 333
- Ott, G, Vollmar, J, Hieronymi, G Krebsgefährdung nach Implantation von Kunststoffen Langenbecks Arch Klin Chir 1963, **302**, 608
- Parrish, T, Jones, J Fracture of the femur following prosthetic arthroplasty of the hip J Bone Joint Surg 1964, **46A**, 241
- Parsons, D W Early results and complications in 200 McKee-Farrar total hip replacements J Bone Joint Surg 1969, **51B**, 565
- Pauwels, F Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 1965
- Pauwels, F De plaats van de osteotomie in de operatieve behandeling van de coxarthrosis Triangel 1968, **8**, 6
- Pedersen, H E, Evans, F G, Lissner, H R Deformation studies of the femur under

- various loadings and orientations Anat Rec.1949, **103**, 159
- Pfeiffer, R.. Fusion der Wirbelsäule mit dem Autopolymerisat 'Palacos'. Arch.Orthop. Unfallchir.1967, **62**, 250
- Postel, M.. Modern trends in Arthroplasty of the hip. Reconstr.Surg.Traum.1969, **11**, 3
- Potma, T.: Rekstrookjes-meettechniek. Centrex, Eindhoven 1965
- Rabischong, P., Avril, J.. Rôle biomécanique des poutres composites os-muscles. Rev. Chir.Orthop.1965, **51**, 437
- Rau, H Plastische Deckung deformierender Schadeldefekten. Langenbecks Arch. Klin.Chir.1963, **304**, 926
- Reichert, W J. Persoonlijke mededelingen
- Reynolds, F.C. Preliminary report of the committee on fractures and traumatic surgery on the use of a prosthesis in the treatment on fresh fractures of the neck. J.Bone Joint Surg.1958, **10A**, 877
- Ricard, R., Molé, L · Les fractures cervicales vraies récentes du fémur. Rev.Chir. Orthop.1965, **51**, 325
- Rietz, K A . Polymer osteosynthesis III. Acta Chir.Scand 1968, Suppl. 388
- Russel, McAusland, W.: The replacement of the femur head by a prosthesis. Acta Orthop.Scand.1952, **22**, 67
- Rydell, M.: Forces acting on the femoral head. Acta Orthop.Scand.1966, Suppl. 88
- Rydell, M.. Intravital measurements of forces acting on the hip joint. Studies on the anatomy and function of bone and joints edited by F.G. Evans. Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 1966
- Salvatore, J E., Mandarino, M.P.. Polyurethane Polymer. Its use in fractured and diseased bones. Amer.J.Surg.1959, **97**, 442
- Samuels, N.S. Contact glossitis from autopolymerising resin splints (geciteerd naar Contzen). U.S.Armed Forces Med.J.1960, **11**, 1501
- Scales, J.F.: Problems of materials in bone replacement. J.Bone Joint Surg.1953, **35B**, 6
- Scales, John T.: Nylon weight bearing prosthesis. Acta Orthop.Scand.1957, **27**, 13
- Scales, J.F.: Acrylic bone cement: bond or plug. J.Bone Joint Surg.1968, **50B**, 698
- Scales, J.F., Wilson, J.H.: Some aspects of the development of the Stanmore total hip joint prosthesis. Reconstr.Surg.Traum.1969, **11**, 20
- Scheuba, G.: Osteosynthese pathologischer Frakturen. Zbl.Chir.1965, **90**, 1937
- Scheuba, G.: Die Osteosynthese mit Autopolymerisaten bei Knochenmetastasen des Femur. Arch.Orthop.Unfallchir.1969, **65**, 333

- Schinz, H , Uehlinger, E Der Metallkrebs Z Krebsforsch 1942, 52, 425
- Schouten, A E , Vegt, A K van der Plastics Utrecht, Spectrum, 1966
- Sedlin, E , Hirsch, G Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone Acta Orthop Scand 1966, 37, 29
- Semb, H The breaking strength of normal and immobilized cortical bone from dogs Acta Orthop Scand 1966, 37, 131
- Sevitt, S , Thompson, R G The distribution and anastomoses of arteries supplying the head and neck of the femur J Bone Joint Surg 1965, 47B, 560
- Shepherd, M M A review of 650 hip arthroplasty operations J Bone Joint Surg 1954, 36B, 567
- Silani, Amante Geciteerd naar J Trueta en J Cavadias J Bone Joint Surg 1955, 37B, 492
- Silva, O da The physical properties of the cortical neck of the femur Acta Orthop Scand 1970, 40, 729
- Sissons, H A Bone metabolism Symposium London, Editor H.A Sissons, 1962
- Slais, J Zur Einheilung der porösen Methylmethacrylate Zbl Allg Path An 1958, 98, 571
- Slooff, T J A cement syringe Acta Orthop Belg 1969, 35, 1012
- Smith, J W , Walmsley, R Factors affecting the elasticity of bone Anat 92, 503
- Smith, Paul Practical plastics Odhams Press, London, 1947
- Smith, D C , Bains, M E O The detection and estimation of residual monomer in polymethylmethacrylate J Dent Res 1956, 35, 16
- Smith, D C The acrylic denture base Br Dent J 1959, 100, 10
- Smyth, E H J The mechanical problems of the artificial hip J Bone Joint Surg 1958, 40B 778
- Spealman, C R , Main, R J , Haag, H B , Larson, P S Monomeric methylmethacrylate studies on toxicity Ind Med 1945, 14, 292
- Spence, W F Form fitting plastic cranioplasty J Neurosurg 1954, 11, 219
- Stein, A H , Coster, W G Hiparthroplasty with the metallic prosthesis J Bone Joint Surg 1962, 44A, 1155
- Stevens, J , Ray, R D An experimental comparison of living and dead bone in rats Physical properties J Bone Joint Surg 1962, 44B, 412
- Stinchfield, F E , Cooperman, B , Shea, C E Replacement of the femoral head by Judet or Austin Moore prosthesis J Bone Joint Surg 1957, 39A, 1034
- Struppler, V Sarkome nach Knochennagelung Mschr Unfallheilk 1956, 62, 121
- Thomalske, G Die plastische Deckung von Schadelknochendefekten im Schnellver-

- fahren nach Woringer (geciteerd naar Contzen) Med Bild Dienst 1962, Heft 2
- Thompson, F R Experience with a vitallium intramedullary hip prosthesis Texas State Med 1953, **49**, 749
- Thompson, F R Two and a half year's experience with a vitallium intramedullary prosthesis J Bone Joint Surg 1954, **36A**, 489
- Thompson, F Indications and contraindications for the early use of an intramedullary hip prosthesis Clin Orthop 1955, **6**, 9
- Thompson, J E M Prosthetic replacement of the femoral head for recent fracture J Bone Joint Surg 1959, **41B**, 431
- Thurner, J, Dimiccoli, N Ueber die Verwendung von Kunststoffen in der Orthopaedie Orthop 1961, **95**, 82
- Tobin, W J The internal architecture of the femur and its clinical significance J Bone Joint Surg 1955, **37A**, 57
- Trueta, J, Cavadias, A X Vascular changes caused by the Küntscher type of nailing J Bone Joint Surg 1955, **37B**, 492
- Trueta, J, Harrison, M H M The normal vascular anatomy of the femoral head in adult man J Bone Joint Surg 1955, **37A**, 442
- Turner, F C Sarcomas at sides of subcutaneously implanted Bakelite discs (geciteerd naar Contzen) J Nat Cancer Inst 1941, **2**, 81
- Vaughan-Jackson, O J Inert prosthesis in reconstructive surgery J Bone Joint Surg 1953, **35B**, 5
- Wagner, A, Umbach, W Die plastische Deckung von Knochernen Schadeldefekten Deutsch Med J 1963, **14**, 191
- Wagner, J, Marneffe, R de Etude mecanique de la fixation au methacrylate de methyle des protheses d'Austin Moore Acta Orthop Belg 1968, **34**, 281
- Watson-Farrar, J The McKee-Farrar artificial hip joint Reconstr Surg Traum 1969, **11**, 40
- Weigert, M, Viernstein, K Ergebnisse und Komplikationen nach Endoprothesenoperationen an der Huft Z Orthop 1969, **106**, 122
- Willenegger, H, Schenk, R, Bandi, W Die Anwendung von Leimsbstanzten in der Knochenchirurgie 'Melsunger Medizinische Mitteilungen', **100**, 2487
- Willert, N G, Schreiber, A Unterschiedliche Reaktionen von Knochen- und Weichteilager auf Autopolymerisierende Kunststoff-Implantaten Z Orthop 1969, **106**, 231
- Wilson, Ph D Symposium on femoral head replacement prosthesis J Bone Joint Surg 1956, **38A**, 415



- Wilson, P D Late complications in the use of endoprosthetic devices in surgery of the hip joint Surg Clin N Amer 1961, **41**, 1633
- Wiltse, L , Hall, R , Stenehjem, J Experimental studies regarding the possible use of self-curing acrylic in orthopaedic surgery J Bone Joint Surg 1957, **39A**, 961
- Witt, A Aussprache Langenbecks Arch Klin Chir 1956, **284**, 708
- Witt, A N Zum Problem der Knochenersatze durch Endoprothesen Z Orthop 1959, **91**, 193
- Witt, A N Der derzeitige Stand der Alloarthroplastik Langenbecks Arch Klin Chir 1965, **309**, 3
- Witt, A N , Jager, M Die primäre Alloarthroplastik bei medialen Schenkelhalsfrakturen Arch Orthop Unfallchir 1968, **63**, 1
- Wittebol, P De behandeling van de dijbeenfractuur bij de hoogbejaarde patient Nederl T Geneesk 1962, **106**, 1436
- Wittebol, P Een verbeterde kop-hals-prothese Nederl T Geneesk 1964, **108**, 189
- Wittebol, P Lateral and posterior approach to the hip joint in prosthetic replacement of the femoral neck Arch Chir Neerl 1965, **17**, 69
- Woolf, J J , Walker, A E Cranioplasty (gecteerd naar Contzen e a ) Int Abstr Surg 1945, **81**
- Woringer, E , Thomalke, G Ueber die plastische Deckung von Schadelknochendefekten mit autopolymerisierender Kunstharzmasse (gecteerd naar Contzen)
- Zollinger, H U Experimentelle Erzeugung maligner Nierkapseltumoren bei Ratte durch Druckreiss Schweiz Z Allg Path 1952, **15**, 666



# STELLINGEN

1

Cementering van de gevensterde Moore-heupendoprothese moet worden afgeraden.

2

Implantatie van acrylcement met behulp van een metalen spuit verdient de voorkeur boven de manuele methode.

3

Hypotensie en infectie zijn belangrijke factoren bij het ontstaan van ernstige postoperatieve bloedingen uit maag of duodenum.

4

Omdat handspieratrofie een — soms eerste — teken van een centraal gelocaliseerd zenuwlijden kan zijn, dient een hierop gericht onderzoek te geschieden.

Op de Coul, A.A.A.W. Proefschrift 1970

5

Het is waarschijnlijk, dat de infectie optredend bij kinderen na operaties, waarbij gebruik is gemaakt van extracorporale circulatie, te wijten zijn aan beschadiging van het leucocytaire apparaat.

6

Bij het ontstaan van een ulcus duodeni kan deficiënte secretineproductie een rol spelen.

Gastroenterology 59, 1



De chirurgisch-operatieve behandeling (spondylodesis posterior) van het os odontoideum is meestal een riskante ingreep, die echter als preventieve ingreep noodzakelijk kan zijn.

Minderhout, J.M., Braakman, R., Penning, L. 1968

Bij de behandeling van de spondylolisthesis behoudt de operatie volgens Gill een eigen plaats.

Voor een goede geneeskundige verzorging van verpleegtehuispatiënten is, naast de algemene medische zorg gegeven door de verpleegtehuisarts, specialistische hulp noodzakelijk.

De economische zelfstandigheid is niet wezenlijk voor de uitoefening van de huisartsgeneeskunde en vormt een belemmering bij het streven naar samenwerking van huisartsen onderling en met andere werkers in het eerste echelon van de gezondheidszorg.

Biomechanica dient als wezenlijk onderdeel beschouwd te worden in de opleiding tot orthopaedisch chirurg.





